

ARTIGO DE REVISÃO/REVIEW ARTICLE

Oscilometria de impulso

Novo método de avaliação da função respiratória

Impulse oscillometry

New evaluation method of respiratory function

ANTÓNIO PAES CARDOSO*, J.M. REIS FERREIRA**

RESUMO

Os Autores analisam uma nova técnica para estudo da função respiratória, a Oscilometria de Impulso, descrevendo, sumariamente, as suas bases teóricas, princípio de funcionamento, e parâmetros mais importantes obtidos com este método. Referem, igualmente, os aspectos práticos mais determinantes na realização de um exame por esta técnica, exigindo colaboração mínima do doente, fazendo sobressair as suas vantagens em relação aos restantes métodos clássicos para estudo da função respiratória, fundamentalmente no que respeita às possibilidades de regionalização da Resistência das vias aéreas, e das suas variações e dependência em relação às fases do

ABSTRACT

The authors describe Impulse Oscillometry as a new technique for early lung function diagnosis, of Obstructive Airway Diseases, referring his basic principle and the most important parameters obtained by this technique. The advantage of I.O.S is mainly characterised by a very important information, on detection and localisation of obstruction in the airways, with noninvasiveness, and very little patient co-operation. The total Airway Resistance and Peripheral Capacitance (X5) seem very effective for early diagnosis of lung function disorders. The large number of tests obtained by the Pneumobil Study, with strong clinical support, made possible impor-

* Director do Serviço de Cuidados Intensivos do Hospital Geral de Santo António, responsável pelo Sector de Fisiopatologia Respiratória, Professor Associado Convidado de Pneumologia do Instituto de Ciências Biomédicas e membro da Comissão de Trabalho do Projecto Pneumobil

** Assistente Hospitalar de Pneumologia do Hospital da Força Aérea e responsável pelo Sector de Fisiopatologia Respiratória. Membro da Comissão de Trabalho do Projecto Pneumobil

Recebido para publicação: 98. 02. 12

Aceite para publicação: 98. 03. 06

ciclo respiratório. Os Autores salientam a importância do parâmetro da Impedância respiratória, especialmente a sua componente periférica ou Capacitância (X5), para a avaliação das alterações das vias aéreas mais periféricas. A análise do elevado numero de resultados conseguido pelo Projecto Pneumobil, de cujo Grupo os Autores fazem parte, e respectivo tratamento informático, em estreita correlação com a clínica, permitem ilações importantes sobre a validade e interesse do método.

REV PORT PNEUMOL 1998; IV (2): 175-205

Palavras chave: Mecânica ventilatória; Oscilometria de Impulso; Resistência; Impedância Respiratória; Reactância; Capacitância.

tant information, about the validity of this technique.

REV PORT PNEUMOL 1998; IV (2): 175-205

Key-words: Ventilatory Mechanics; Impulse Oscillometry; Resistance; Respiratory Impedance; Reactance; Capacitance

1 - DADOS HISTÓRICOS

A **Oscilometria de impulso** é uma nova versão da **Técnica das Oscilações Forçadas**, segundo os recentes trabalhos de Muller e Vogel (1981) e após uma trajectória científica e tecnológica com **25 anos de evolução**, iniciada por **Dubois et al. em 1956**, como método oscilométrico para medida das propriedades mecânicas do pulmão e tórax.

Estes estudos basearam-se em teorias, até à data exclusivamente aplicadas à electricidade e a que, na ocasião, foi dada menos importância, pela preponderância da redescoberta da pletismografia nesse mesmo ano.

Os estudos sobre esta técnica oscilométrica foram retomados e continuados depois, por vários investigadores a partir de 1965 com Karl Muysers, Tanabe et al. e por vários outros como Grimby e Smith, que, em colaboração com Muysers publica em 1971 uma alteração ao método oscilométrico de frequência única (1).

Posteriormente (1978) surge pela Siemens a primeira aparelhagem, baseada nos aperfeiçoamentos de Korn (1976), com cálculo da Resistance e Reactance a 10 Hz. Em 1976 foi também lançada outra aparelhagem trabalhando com **frequências múltiplas** (Landser et al.).

Seguiram-se, posteriormente, variados estudos e

melhoramentos da técnica por investigadores como Preslin, Dorkin, Farre e Jackson, amplamente difundidas no segundo *Symposium* sobre Mecânica Oscilométrica em Munich 1988.

Em 1990, em Antuérpia, a realização de um *meeting* patrocinado pela Comunidade Europeia de Bio-engenharia, coordenado por A. Zwaart e Preslin, permitiu as primeiras recomendações para Standards Técnicos, que permanecem em vigor (Eur. Resp. Rev. 1, Rev. 3 -1991). (4).

Os primeiros estudos clínicos, com vista ao diagnóstico diferencial precoce de várias doenças pulmonares foram de autoria de Van Noord (1990) Kobayashi, Preslin e outros.

Muller e Vogel publicam em 1981 um texto "**The Impulse Oscillometry**", contendo importantes inovações no que respeita à substituição de uma mistura de frequências geradas electricamente e aplicadas durante um certo tempo, por um impulso eléctrico rectangular, convertido numa mistura de frequências pelas propriedades mecânicas de um altifalante.

Este sistema tornou o método extremamente mais simples que anteriormente e com idêntica eficácia técnica, tendo sido amplamente discutido no Grupo de trabalho de Fisiopatologia da Sociedade Alemã de Pneumologia em 1992/93, constituindo as bases para

o livro de Johanes Vogel e Udo Smith "**Impulse Oscillometry**" (1994) (1).

Em 1995 J. Vogel, D. Nolte e H. J. Smith publicam o *Workshop Impulse Oszillometrie* – Bad Reichenhall, contendo 15 textos de autores com experiência na matéria (2).

2 – BASES TEÓRICAS E PRINCÍPIO DA OSILOMETRIA DE IMPULSO

As bases teóricas do método são bastante complexas, facto confirmado pelos próprios autores do recente manual sobre esta técnica (J. Vogel e U. Smidt 1994) que passamos a citar: "**Certa matemática usada na aquisição de dados e seu respectivo processamento, não fica neste livro explicada quanto ao seu contexto teórico, pois, de outro modo, 2/3 do mesmo seriam gastos apenas nessas explicações, e os autores ultrapassariam mesmo, neste caso, a sua competência específica na matéria**" (1)

Deste modo, não cabe no âmbito desta publicação qualquer pretensão em abordar este assunto, mas apenas fornecer os dados estritamente necessários para a compreensão do método, numa perspectiva essencialmente clínica.

Parece certo que foi procurado e existe um paralelismo nítido entre os componentes do **modelo mecânico** adoptado e os componentes **eléctricos** com ele identificados (**Modelos electro-mecânicos**). A descrição da análise da mecânica pulmonar no âmbito de uma tarefa física e matemática obriga os autores a tratá-la como um **fluxo gasoso periódico num complexo sistema elástico de cavidades**.

Convém também notar que, enquanto os restantes métodos usados para a avaliação da Mecânica Ventilatória (Pletismografia, Técnica de Oclusão, Balão esofágico, etc...) usam os músculos respiratórios como fonte de força, a Oscilometria de Impulso usa um gerador externo de impulsos (altifalante) com a finalidade de gerar oscilações de fluxo, que, sobrepondo-se à ventilação espontânea normal, permitem analisar as respectivas **respostas de varia-**

ção de pressão e débitos a estes impulsos.

Na prática, o doente respira ar ambiente através de um **pneumotacógrafo**, uma **adaptação** em "Y" e uma **resistência terminal** com efeito insignificante na respiração. Neste método usa-se um gerador externo de impulsos constituído por um **altifalante**, que, por deflexão da sua membrana gera um estímulo pulsátil, ou pulsação de pressão/débito (frequências de 5 a 35 Hz), que desencadeia a respectiva resposta pulmonar, que será registada. (Fig. 1).

Existem dois *transducers* um de **débito ("V") total** e outro de **pressão bucal (P) total** conectados ao pneumotacógrafo, que permitem o traçado em ventilação espontânea (0,2 a 5Hz) e, posteriormente, da curva débito/volume, a que se irão sobrepor os sinais do impulso do altifalante, separados dos da respiração espontânea por filtração de sinal (3,4,5). Esta técnica determina um parâmetro base, que é uma **resistência complexa** e que se denomina **Impedância respiratória ("Z")**.

A Fig. 2 representa, esquematicamente, as vias aéreas desde a sua zona **central** afunilada à sua zona **periférica** de base alargada. Enquanto que as resistências centrais (90%) podem ser mais facilmente medidas pelas técnicas convencionais, como a Pletismografia, Técnica de Oclusão, e Balão esofágico, a resistência que corresponde efectivamente às vias aéreas mais periféricas (10%) não pode ser medida por aqueles métodos, visto que nas zonas mais periféricas não existem praticamente débitos e, sendo as resistências resultantes da relação entre as pressões diferenciais e os débitos por elas condicionados, não podem portanto ser medidas.

A **Oscilometria de Impulso** permite com um artefacto, já referido, medir estas resistências pela "sombra" que a emissão de impulsos pulsáteis origina quando encontra obstáculos, dando ocasião a uma **resposta** sob a forma de **pressões e débitos de impulso**. (2).

Esta **resistência respiratória complexa**, variando em função de várias frequências, denomina-se **Impedância ("Z")**, que, como a seguir será referido, tem duas constituintes, a **Resistência ("R")** e a **Reactân-**

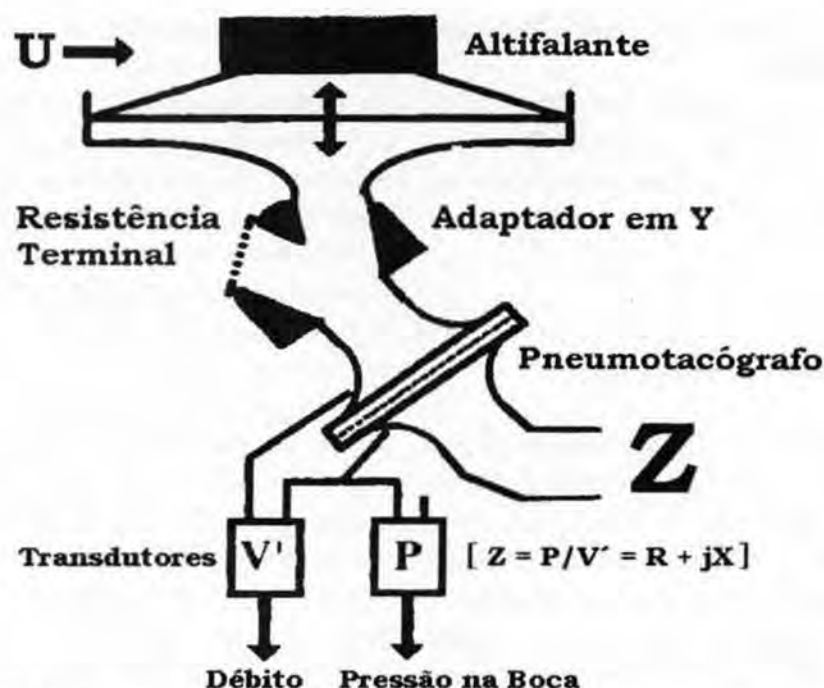


Fig. 1 – Princípio da Oscilometria de Impulso para determinação do valor da Impedância "Z"

cia ("X"). É esta última constituinte ("X") que é efectivamente representativa da verdadeira Resistência das vias aéreas mais periféricas.

A Fig. 3, permite-nos, igualmente, ter uma ideia dos limites de avaliação da Resistência das vias aéreas que cada um dos diferentes métodos convencionais de estudo da função respiratória abrangem, em comparação com o método da Oscilometria de Impulso.

Assim a **Resistência pletismográfica, (R.Total)** abrange a Resistência **central** e apenas cerca de metade da área das Resistências **periféricas**, não permitindo a sua individualização quantitativa.

A **Resistência por Oclusão** abrange a Resistência **extratorácica**, Resistência central e cerca de metade das resistências **periféricas**, permitindo quantificá-las. A Resistência por **balão esofágico** permite avaliar as Resistências **centrais** e **periféricas** e a resistência **pulmonar**.

Apenas as técnicas de **Oscilações Forçadas**, nomeadamente a **Oscilometria de Impulso**, abrangem todo o sistema respiratório, **regionalizando** e **quanti-**

ficando a sua Resistência **aos seus diferentes níveis (Rtotal IOS)**

Acresce que, como na zona mais periférica das vias aéreas não há praticamente débitos, não há Resistências. Deste modo, apenas por **resposta às pulsações de pressão e débito produzidas pelo gerador externo de impulsos (altifalante)** se pode, com a técnica da IOS, avaliar a zona mais profunda e periférica do pulmão, sendo a **Capacitância periférica (X5)** o único parâmetro que actualmente nos permite caracterizar essa zona periférica mais profunda.

3 – PARÂMETROS MAIS IMPORTANTES DA OSILOMETRIA DE IMPULSO

A **IMPEDÂNCIA "Z"** pode definir-se como uma Resistência Respiratória **Complexa em função de várias frequências**. Na Fig. 4 encontra-se representada a **Impedância**, com os suas partes constituintes **R (real)** e **X (imaginária)** e o ângulo de fase respectivo.

Representação Funcional das Vias Respiratórias Tipos de Resistência Aérea

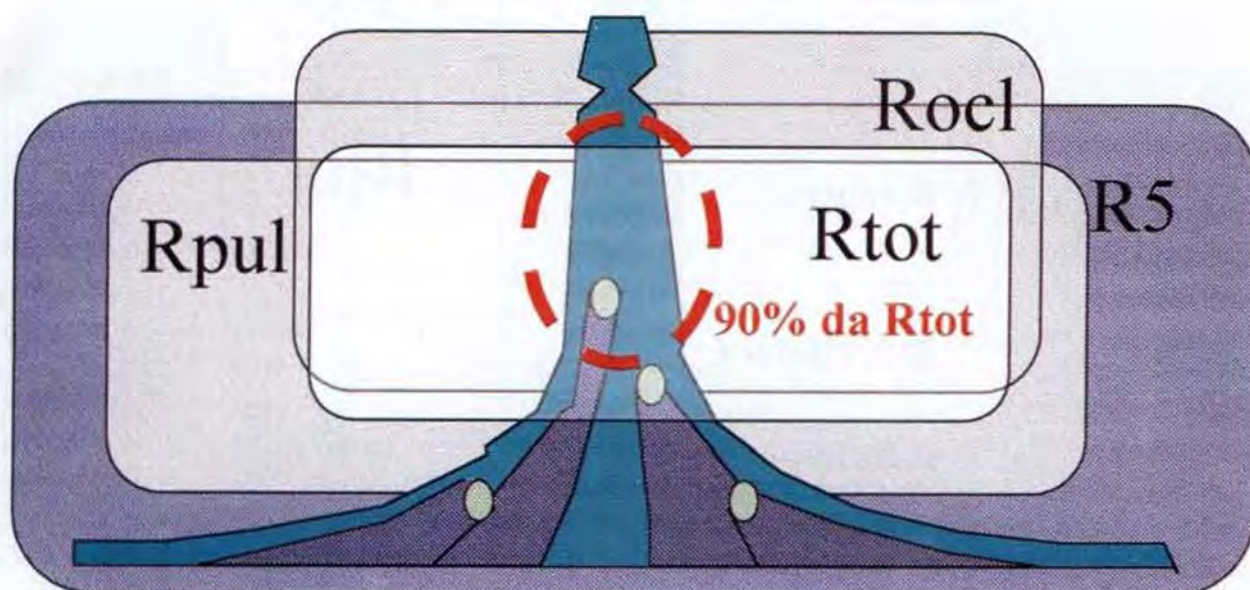


Fig. 2 – Representação funcional das Vias Aéreas e tipos de Resistências avaliadas. 90% da Resistência Total pletoométrica (R_{tot}) corresponde a vias aéreas centrais

Na Fig. 5, de igual modo a **Impedância "Z"** ($Z = R + jX$) a **Resistance ("R")** e a **Reactância ("X")**, sendo a primeira *consumidora* de energia (**Inertiva**) e a segunda *acumuladora* de energia (**capacitiva**), nos eixos das ordenadas "Y" à esquerda e à direita (2). No eixo das abscissas "X" estão representadas as **frequências em Hertz** de 5 a 35 (FHZ), definindo **R5** ou **Resistência Total das Vias aéreas** e **R20** ou **Resistência central das Vias aéreas**. A **Resistência Periférica** corresponde à diferença numérica entre a **R5** e a **R20**. A porção **inertiva da Reactância** aumenta com a Frequência, e a porção **capacitiva** diminui. A linha tracejada de $0.4 - R$ a $0 - X$ define os valores de referência (eixo "0"), e é cruzada por uma linha oblíqua que, **acima** desta linha, constitui a **Inertância ("I")** – movimento da coluna de ar na árvore brônquica e,

abaixo desta linha, a **Capacitância periférica X5** (elasticidade toracopulmonar e variação do Volume pulmonar. (Valor normal - $0.2K$ pa/l/s) (3).

O ponto de encontro desta linha oblíqua com a linha de referência define o valor da **Frequência de Ressonância (Fres)**.

O espectro de **Impedância** e o gráfico de interpretação permitem, como foi dito, situar uma obstrução **central** ou **periférica** das vias aéreas. Enquanto que os parâmetros definidos são **espectrais** (medidos), os valores de "**Rc**" (**Resistência Central**) e "**Rp**" (**Resistência periférica**) são estruturais, correspondendo a um dado **modelo** adoptado (Mead), tendo apenas relevância clínica.

Nas Fig. 6 e 7 pode observar-se o espectro da impedância em duas situações diferentes de obstrução:

Avaliação da Resistência IOS / Pletismografia / Oclusão / Balão esofágico

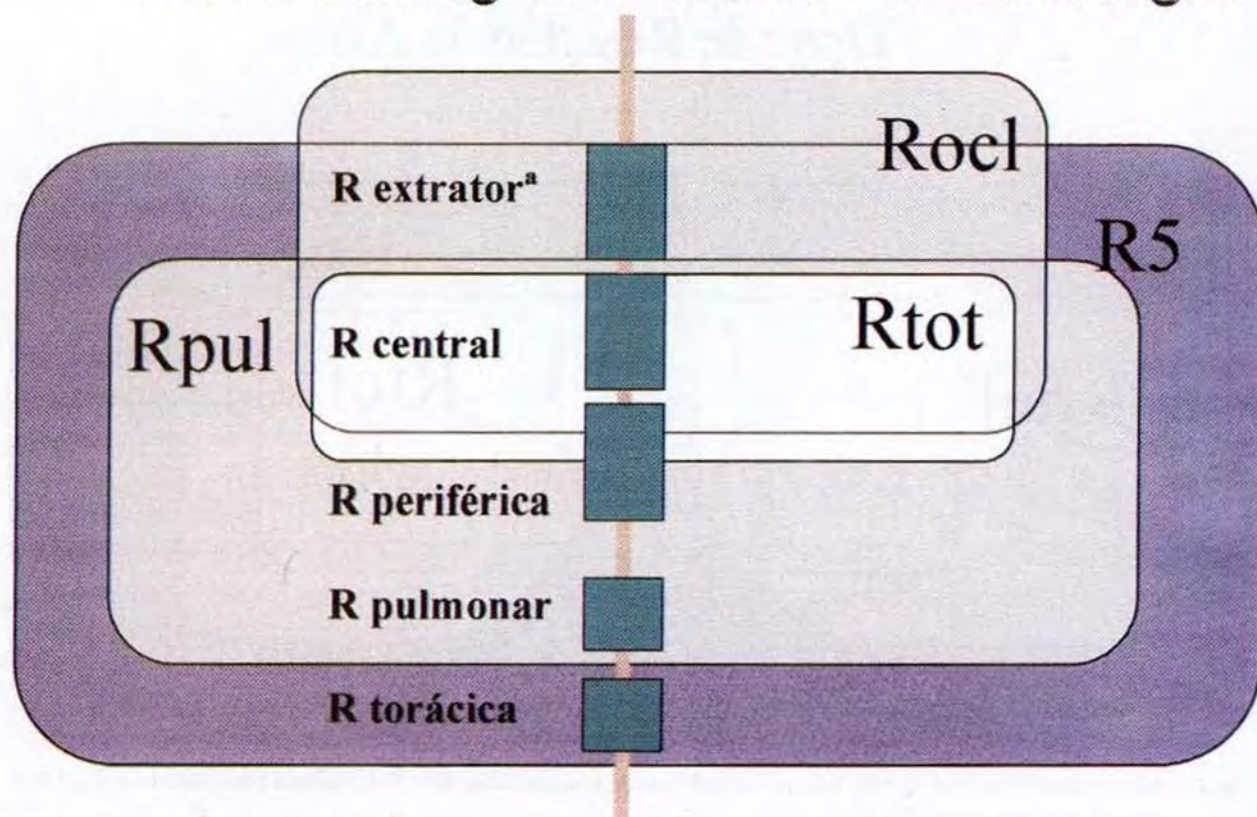


Fig. 3 – Avaliação das Resistências das Vias Aéreas aos seus diferentes níveis, pelas técnicas actualmente disponíveis e suas limitações

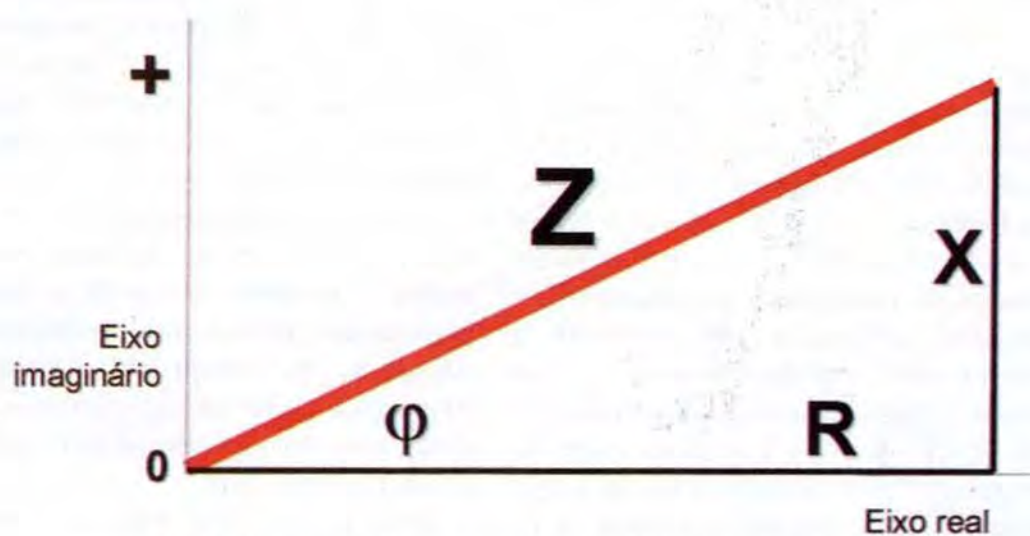


Fig. 4 – Impedância "Z" e suas componentes real "R" e imaginária "X"

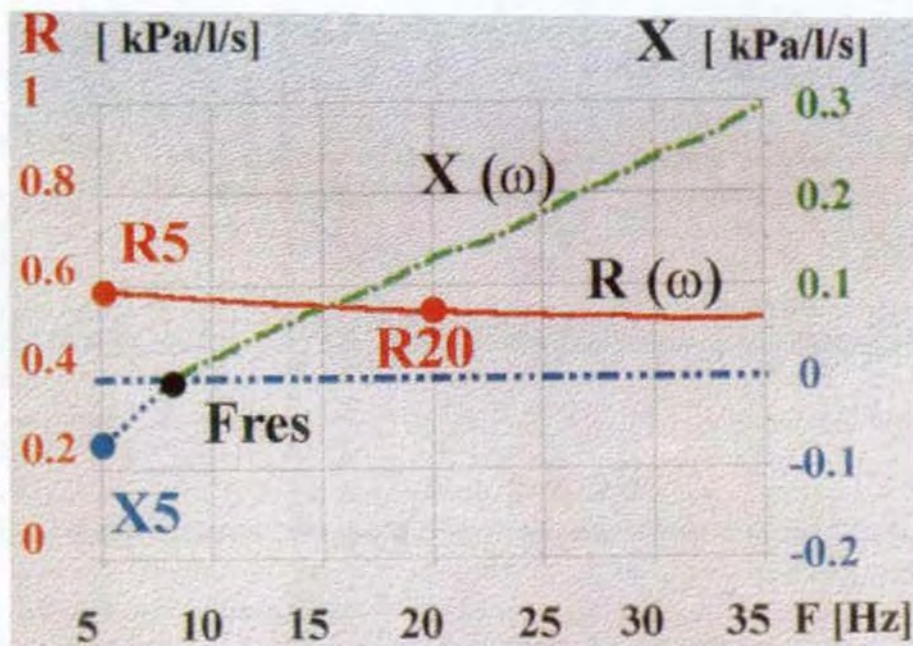


Fig. 5 – Impedância Respiratória e seus componentes

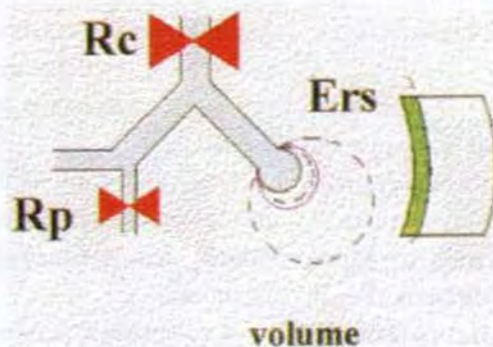
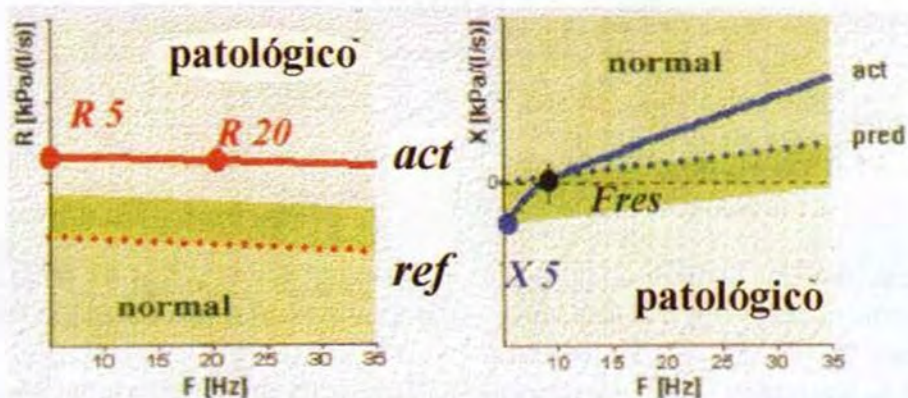


Fig. 6 – Espectro da Impedância na obstrução central das vias aéreas

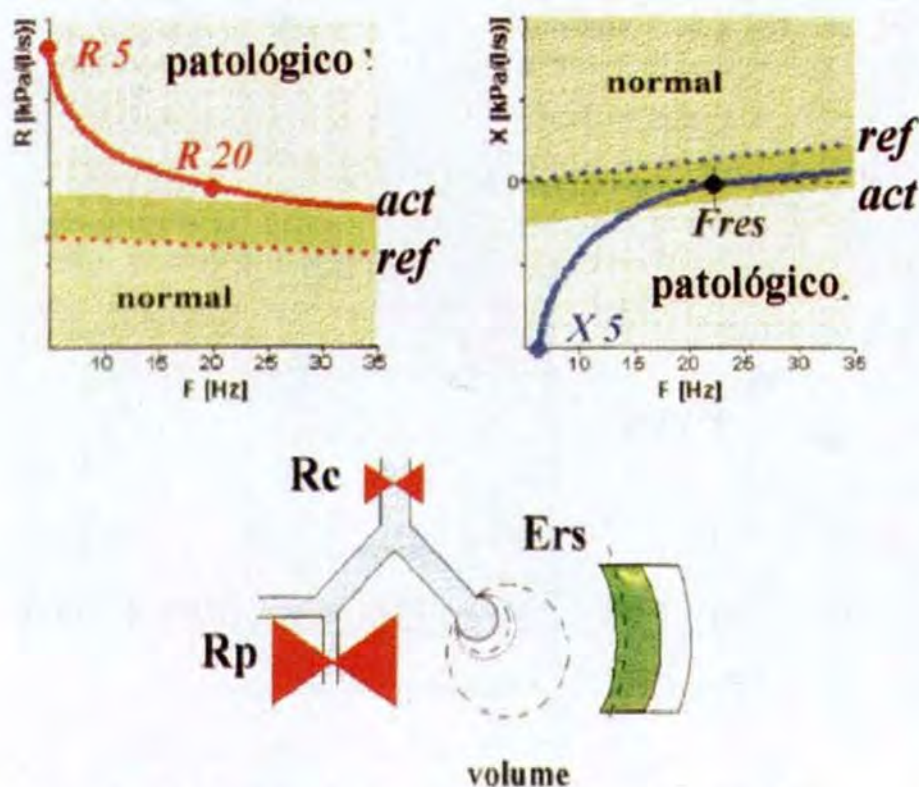


Fig. 7 – Espectro da Impedância na obstrução periférica das vias aéreas

central (Fig. 6) e de obstrução **periférica** (Fig. 7) das vias aéreas. No primeiro caso, verifica-se uma subida nítida da Resistência das vias aéreas a 20 Hz (**central**), com normalidade da **Reactância** ("X5"). A interpretação do modelo (ao fundo) permite confirmar o que foi dito com sinais de obstrução predominante (setas vermelhas, maiores ao nível central). Na Fig. 7 a situação é oposta, com predomínio da obstrução **periférica**, manifestada por elevação do valor da "**R5**", com valores muito baixos da **Reactância** "**X5**", confirmada na representação gráfica do modelo (setas vermelhas maiores no sector periférico). Note-se que o valor da **Frequência de ressonância (Fres)** se desloca francamente para a direita, encontrando-se, portanto aumentada, com esta localização periférica da obstrução (3).

4 – ASPECTOS PRÁTICOS NA REALIZAÇÃO DE UM EXAME POR OSILOMETRIA DE IMPULSO

Trata-se de um método **não invasivo**, obtido por uma aparelhagem de pequenas dimensões (Fig. 8), exigindo apenas colaboração **mínima** do doente se excluirmos, evidentemente, o programa de débito/volume, necessário para certo grau de avaliação suplementar.

O traçado oscilométrico propriamente dito exige apenas alguns segundos de um **bom traçado**, sendo os valores dos parâmetros citados, automaticamente calculados.

A colaboração mínima referida, compreende uma respiração espontânea calma e estável, na posição de sentado, com bocal e pinça nasal, sem contracções da



Fig. 8 – Sistema portátil de Oscilometria de Impulso

glote, ou interposição da língua (que fica sob o bocal); mãos nas bochechas para evitar a sua distensão exagerada, mais patente em certos doentes, e boa horizontalidade da cabeça, em ligeira extensão(6). Evitar cintos ou roupa apertada. A correcta posição do doente é **fundamental** para o rigor dos resultados.

Só um traçado correspondendo a uma **respiração estabilizada**, portanto com Volumes Correntes sem oscilações evidentes, permitirá a obtenção de **valores correctos**. A zona de bom traçado pode ser identificada e depois seleccionada para posterior memorização. Em regra são suficientes 15 a 20 segundos de um **bom** traçado. Terminar a medição ainda com o doente a respirar no bocal.

5 – GRAUS DE APLICAÇÃO TÉCNOLÓGICA E CIENTÍFICA DA OSILOMETRIA DE IMPULSO

Básico

Utilizado no rastreio epidemiológico, portanto sempre que se pretende uma observação rápida de um número elevado de doentes (Ex.: **Projecto Pneumobil**). As suas características principais são a **velocidade, simplicidade e informação** (1).

Clínico

Adequado ao Laboratório de Função pulmonar, obrigando já a maior dispêndio de tempo para se poder tirar o partido conveniente da técnica (1).

Investigação científica

O método obedece às condições necessárias para dar resposta à avaliação científica e à investigação (1)

6 – INTERPRETAÇÃO DE GRÁFICOS (*)

6.1 – Gráfico de Calibração

A calibração inicial (Fig. 9), a realizar periodicamente, é obtida pela introdução no sistema de uma rede, que substitui o doente, para obtenção da **Impedância de referência** e dos restantes parâmetros. No quadrante superior esquerdo, encontra-se o gráfico das Resistências a diferentes frequências (linhas verticais, indo de 5 a 20 Hz).

(*) Segundo equipamento IOS - Erich Jaeger - Wurzburg

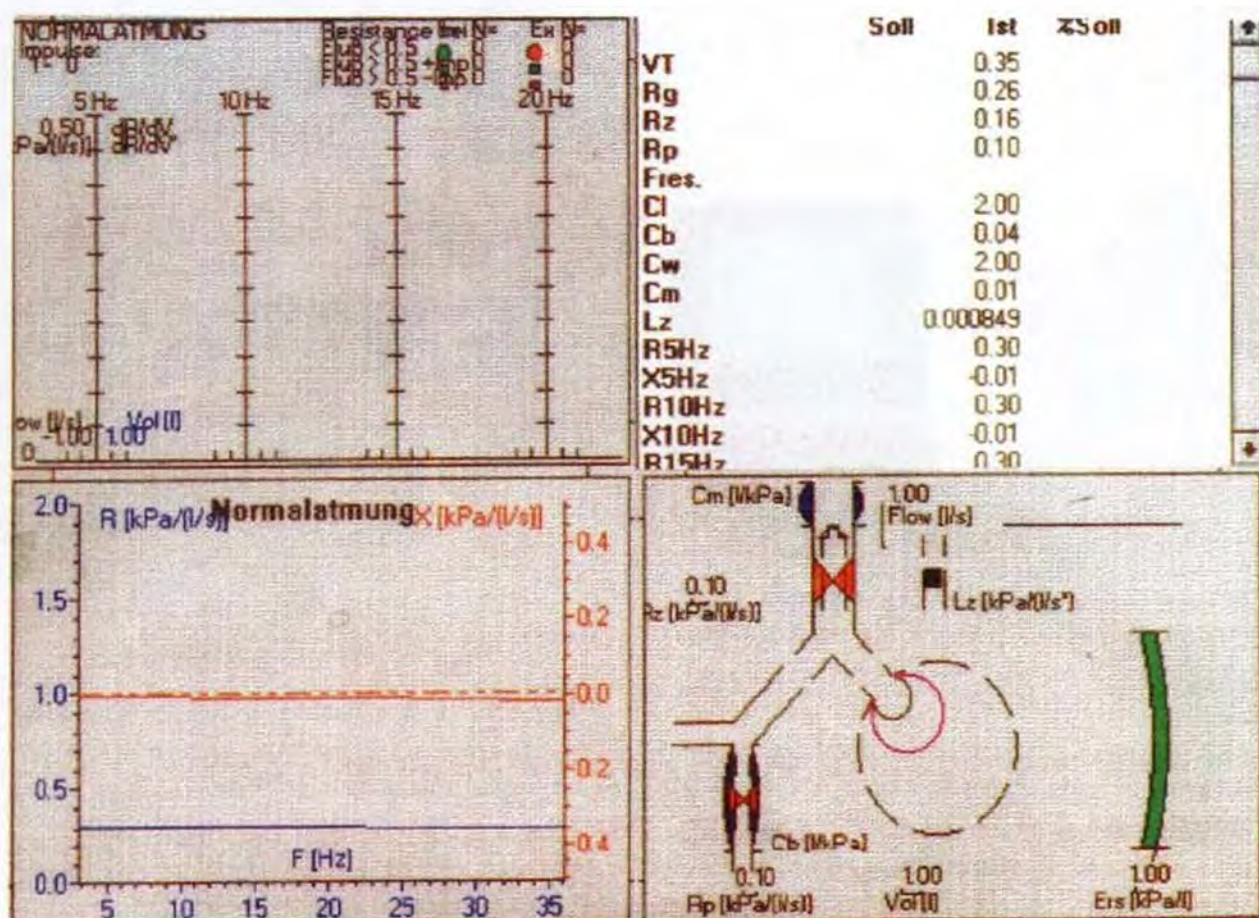


Fig. 9 - Gráfico de calibração inicial

No quadrante inferior esquerdo está a Calibração da **Resistência "R"** e da **Reactância "X"** em Kpa/l/s. No quadrante superior direito os valores de referência dos diferentes parâmetros a obter e no inferior esquerdo um esquema brônquio/pulmão/ tórax, permitindo visualizar as Resistências **Central** e **Periférica** (triângulos vermelhos) - **Volumes** (círculos tracejado e cheio), "**Compliance**" brônquica (Cb-UKpa), Compliance bucal (Cm), **Inertância central "LZ"** (Kpa/l/s) e a verde, (ERS-Kpa/l) correspondendo ao valor teórico (espessura da calote) da elasticidade do sistema toracopulmonar - **Elastância**, ou seja o inverso da "**Compliance**" em Kpa/l. Os valores actualmente considerados normais (valores europeus), para a Resistência total (**R5**) são os que excedam 150% do valor teórico e para a Reactância periférica

ou Capacitância (**X5**) os inferiores a -0,22 Kpa/l/s (-0,02 Kpa/l/s, adicionado de -0,2 Kpa/l/s).

6. 2 - Gráfico de avaliação básica no indivíduo normal

Na zona superior esquerda da Fig.10 encontra-se o registo da respiração normal em repouso, com as oscilações dos traçados da **Pressão** (verde), **Volumes** (vermelho) e **Débitos** (azul). No quadrante inferior esquerdo encontram-se registados os parâmetros básicos, ou seja, neste caso, e de acordo com a escolha, as Resistências **Centrais** (Rz) e **Periféricas** (Rp), como parâmetros estruturais, a **Compliance pulmonar** (Cl), **Brônquica** (Cb) e da **Parede torácica** (Cw),

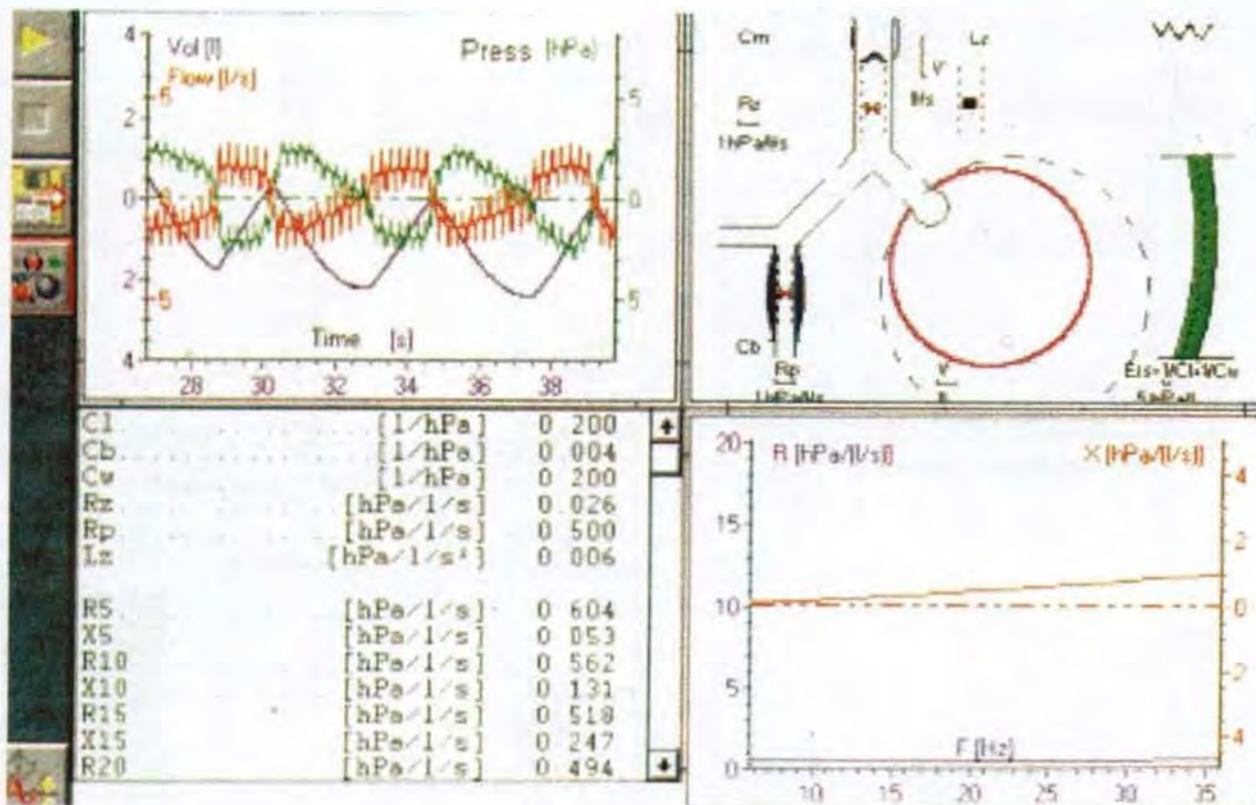


Fig. 10 – Avaliação básica; traçado normal

Bucal (Cm), a Inertância (Lz) e os valores das Resistências e Reactâncias (parâmetros espectrais) a diferentes frequências (de 5 a 20 Hz). No quadrante inferior direito os gráficos da variação da Resistência ("R") e da Reactância ("X") e no superior, o esquema já referido no gráfico de calibração, mas agora já com os valores do indivíduo avaliado.

6.3 – Gráfico com análise da dependência do valor da resistência em relação às diferentes frequências e aos volumes e débitos respiratórios

No gráfico seguinte (Fig. 11) pode observar-se no quadrante superior esquerdo, o registo de vários padrões de Resistência na vertical (Eixo dos "Y"), registadas a diferentes frequências (de 5 a 20Hz).

Normalmente, as frequências mais baixas (5Hz) definem Resistências **periféricas** e as mais altas Resistências **centrais**. No indivíduo normal esta variação não é evidente, mantendo-se valores aproximadamente idênticos na respiração normal. De igual modo, também não se observam variações sensíveis em relação aos **Volumes (dR/dV)** e aos **Débitos (dR/dV')** quer na inspiração, quer na expiração normais.

Durante a manobra da Capacidade Vital verifica-se uma dependência nítida da **Resistência** (especialmente a 5Hz) em relação ao Volume (sobe na expiração forçada), variando a **Reactância** em sentido contrário. Estas variações desaparecem a frequências mais elevadas.

Neste gráfico, correspondendo a um traçado aproximadamente normal, confirma-se o que atrás foi

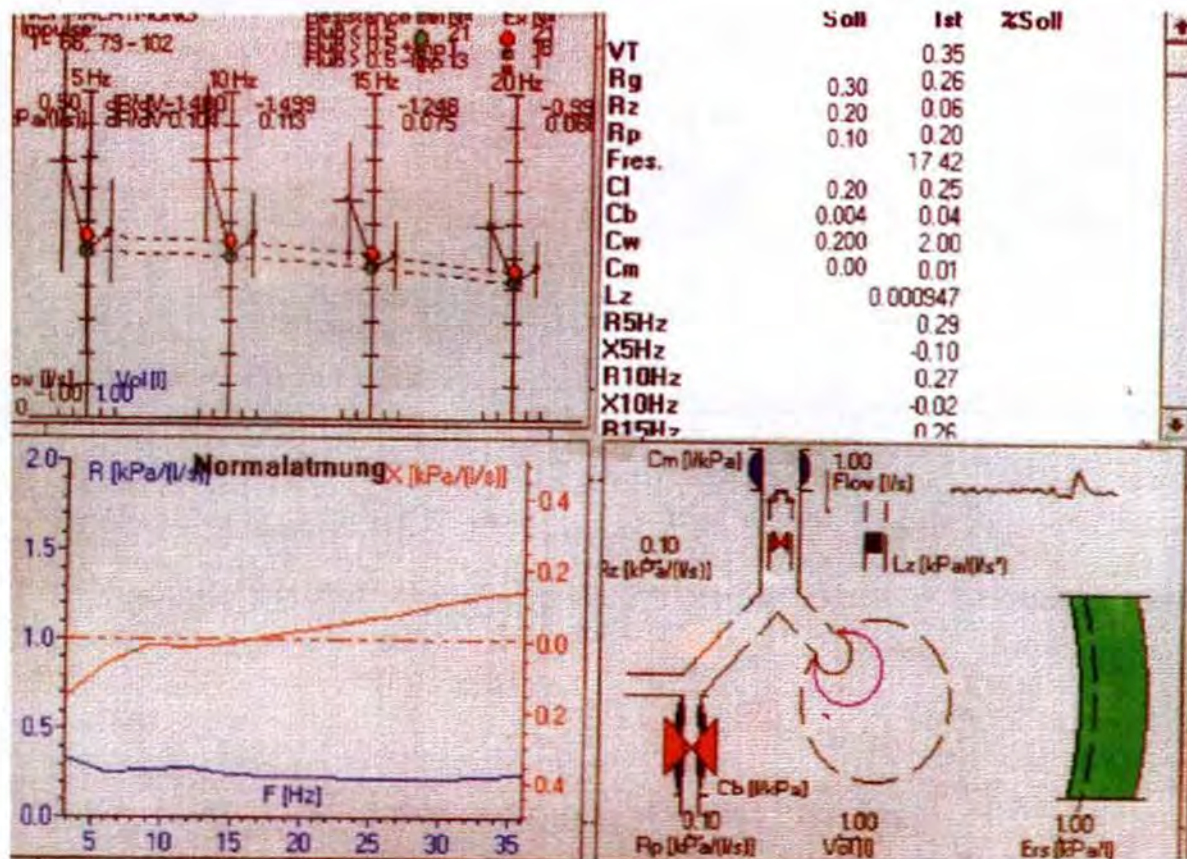


Fig. 11 – Dependência normal da Resistência em relação aos Volumes e Débitos

dito, ou seja, que não se verificam variações sensíveis do valor da resistência das vias aéreas entre o **final da inspiração** (pontos superiores – verdes) e o **final da expiração** (pontos vermelhos).

Verifica-se, igualmente, não existirem variações sensíveis da Resistência em relação aos **Volumes** (triângulo azul de base superior, mais visível nos traçados anormais – dR/dV) nem em relação aos débitos expiratórios – dR/dV' (para a esquerda da linha vertical da Resistência) nem **inspiratórios** (para a direita).

Os pequenos quadrados vermelhos e verdes à direita e esquerda das linhas verticais da Resistência representam essa variação, que pode ser analisada em condições **semi-estáticas** (Débitos inferiores a 0.5 l/s) ou **não estáticas** (débitos superiores a 0.5 l/s). Estes

valores de variação encontram-se registados sob a forma numérica, no gráfico do quadrante superior esquerdo, e os valores dR/dV e dR/dV' na porção superior e ao lado das diferentes escalas da Resistência, com as respectivas variações nas frequências de 5 a 20 Hz.

6. 4 – Gráfico com traçado patológico em relação à variação $dR/freq.$, dR/V e dR/V' (asma brônquica)

Na Fig. 12 pode apreciar-se o traçado de uma doente **asmática**, verificando-se uma variação da Resistência, com redução da zona periférica (5Hz) para a zona central (20 Hz) das vias aéreas, e com **dependência** da Resistência em relação aos volumes

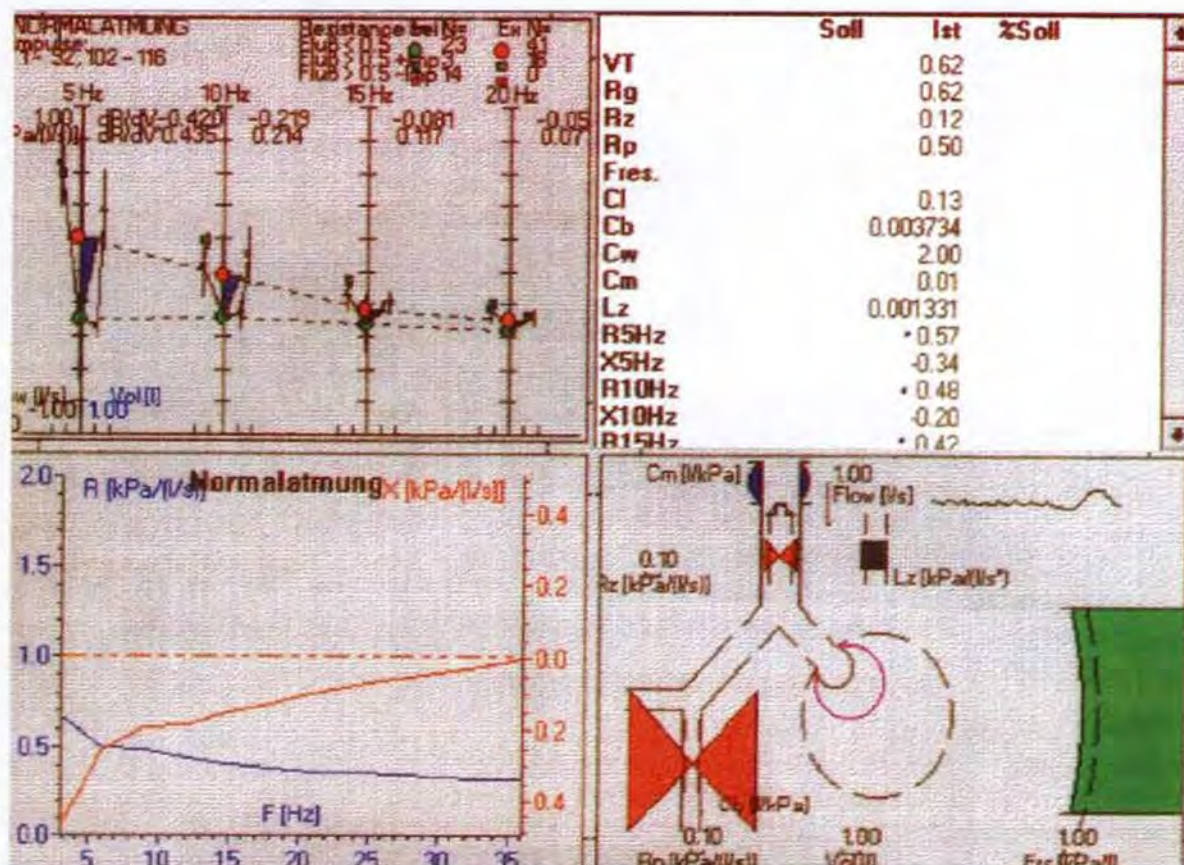


Fig. 12 – Dependência **anormal** da Resistência em relação aos Volumes e Débitos (quadrante superior esquerdo) e representação gráfica das Resistências Centrais e periféricas (quadrante inferior direito)

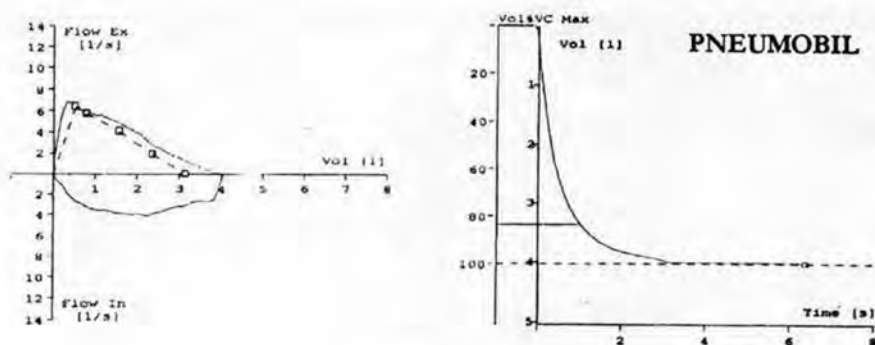
(triângulo azul), que vai do ponto verde – **inspiração** – ao ponto vermelho – **expiração** – e medido no eixo dos "X" em litros, correspondendo ao lado superior do triângulo, o que, como se referiu, não acontece nos indivíduos normais.

Verifica-se, igualmente, que esta variação se atenua na zona central (20Hz). No quadrante inferior esquerdo encontra-se uma representação gráfica da variação da Resistência e Reactância e no superior direito os valores numéricos dos parâmetros determinados. No quadrante inferior direito o esquema pulmão/brônquio/parede já referido, mostrando aumento da Resistência **periférica** (setas vermelhas grandes), com normalidade da Resistência **central** (setas vermelhas pequenas). Verifica-se, igualmente, um aumento patológico da "Elastance" (calote verde –

teórico em tracejado) por redução da "Compliance" da parede torácica.

6.5 – Gráfico – curva débito/volume / oscilometria de impulso

No gráfico da Fig. 13 a curva débito/volume é praticamente normal, em contraste com os dados da I.O.S, que revelam uma Resistência global elevada com valores elevados da Resistência a 5 Hz e um notável baixa da Reactância (X5), reflectindo marcadas alterações das vias aéreas mais periféricas. Deve salientar-se que a definição de obstrução por este parâmetro, apenas se pode fazer perante um valor **normal** da capacidade Vital.



	Teoric	Basal	%Bas/T
FVC.....[l]	3.14	4.03	128
FEV 1.....[l]	2.72	3.29	121
VC IN[l]	3.17	4.02	127
FEV 1 % FVC.....[%]		81.7	
FEF 25.....[l/s]	5.79	5.61	96.9
FEF 50.....[l/s]	4.16	3.90	93.8
FEF 75.....[l/s]	1.94	1.48	76.4
PEF.....[l/s]	6.45	6.92	107
Rtotal.....[kPa/l/s]		.815	
Rcentral.....[kPa/l/s]		.515	
Rperipheral.....[kPa/l/s]		.300	
Clung.....[l/kPa]		.125	
Cbronchial.....[l/kPa]		.009	
Cwall.....[l/kPa]		2.00	
R at 5 Hz.....[kPa/l/s]	.348	.723	208
X at 5 Hz.....[kPa/l/s]	-.02	-.19	1253
R at 10 Hz.....[kPa/l/s]	.328	.677	207
X at 10 Hz.....[kPa/l/s]	.019	-.01	-68
R at 15 Hz.....[kPa/l/s]	.307	.680	221
X at 15 Hz.....[kPa/l/s]	.054	.023	42.3
R at 20 Hz.....[kPa/l/s]	.287	.682	237
X at 20 Hz.....[kPa/l/s]	.089	.069	78.2
R at 25 Hz.....[kPa/l/s]	.267	.694	260
X at 25 Hz.....[kPa/l/s]	.123	.122	99.3
R at 35 Hz.....[kPa/l/s]	.227	.769	339
X at 35 Hz.....[kPa/l/s]	.192	.175	91.1

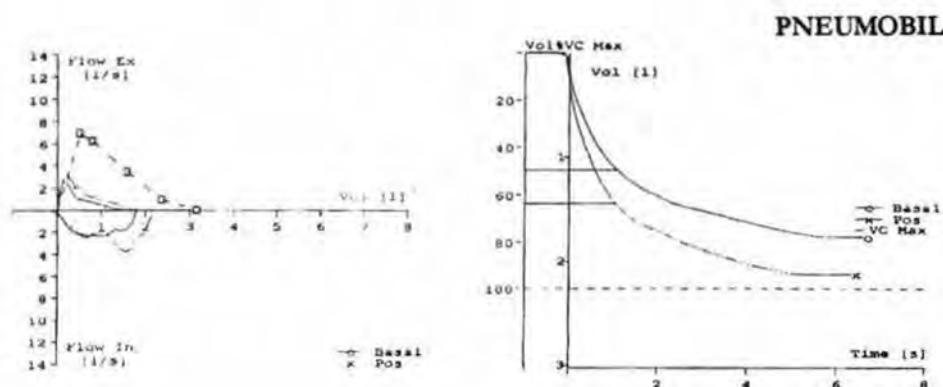
Fig. 13 – Contraste entre a normalidade dos parâmetros Débito/Volume e os parâmetros IOS, nomeadamente "R5" e "X5"

6. 6 – Gráfico – curva débito/volume / IOS na avaliação do efeito broncodilatador

O traçado da Fig. 14 revela obstrução brônquica acentuada, e efeito broncodilatador patentes na curva débito/volume, mas muito mais valorizados nos parâmetros de IOS, sobretudo no que se refere à Reactância (X5).

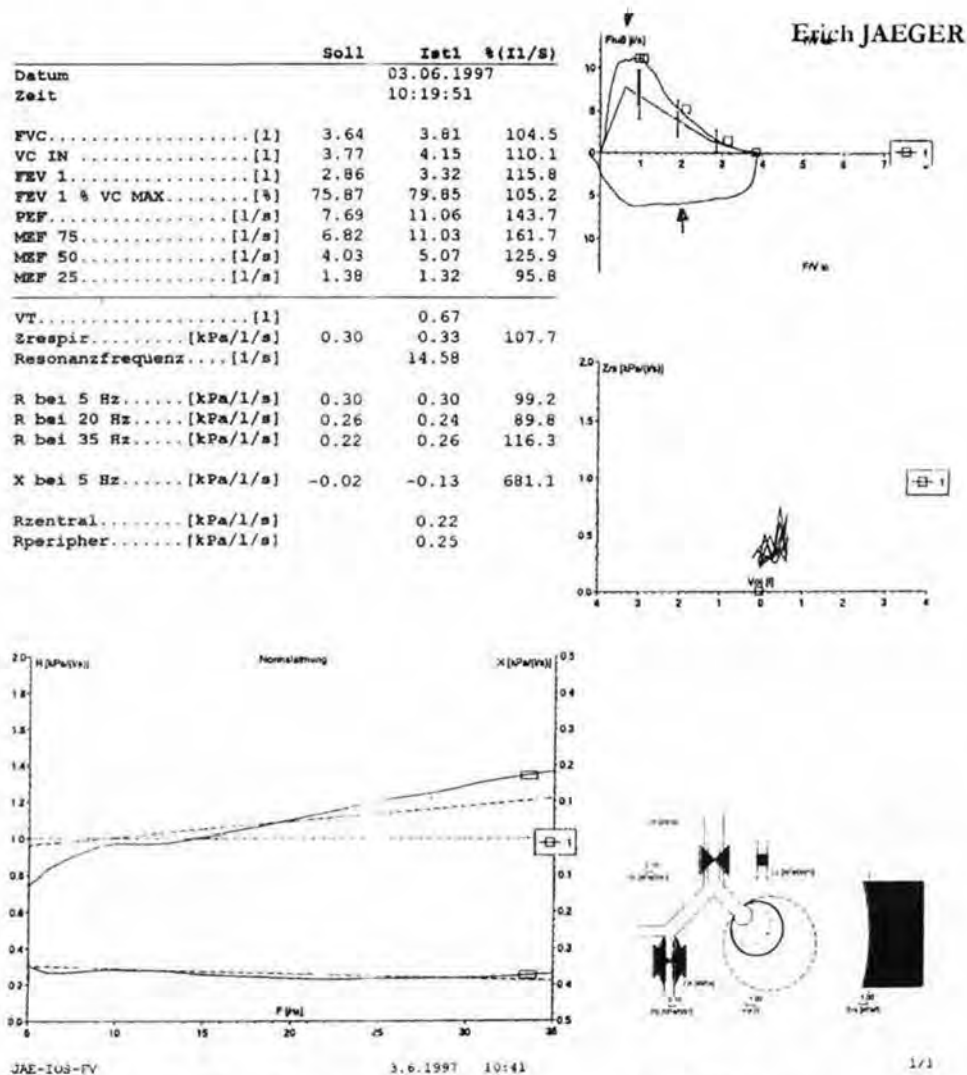
6. 7 – Gráfico – traçado a partir do novo "software" da IOS

O último "software" (versão 4.34) da Oscilometria de Impulso (E. Jaeger GmbH, Wurzburg, Alemanha) permite, além dos parâmetros anteriormente analisados, a que se pode dar uma nova disposição, a obtenção do gráfico (Fig. 15) de **Impedância respiratória**



	Teoric	Basal	%Bas/T	Pos	D%2/1
FVC.....[l]	3.16	1.77	56.1	2.15	21.1
FEV 1.....[l]	2.37	1.06	44.5	1.36	29.2
VC IN.....[l]	3.26	1.79	55.0	2.26	26.2
FEV 1 % FVC.....[%]		59.6		63.5	6.67
FEF 25.....[l/s]	6.31	1.09	17.3	1.65	51.1
FEF 50.....[l/s]	3.52	.657	18.7	.853	29.8
FEF 75.....[l/s]	.965	.195	20.2	.323	65.6
PEF.....[l/s]	6.97	2.68	38.5	3.41	27.4
Rtotal.....[kPa/l/s]		.959		.492	-49
Rcentral.....[kPa/l/s]		.209		.192	-8.0
Rperipheral.....[kPa/l/s]		.750		.300	-60
Clung.....[l/kPa]		.125		1.00	700
Cbronchial.....[l/kPa]		.022		.080	266
Cwall.....[l/kPa]		.177		2.00	1031
R at 5 Hz.....[kPa/l/s]	.318	.528	166	.412	-22
X at 5 Hz.....[kPa/l/s]	-.04	-.54	1537	-.16	-71
R at 10 Hz.....[kPa/l/s]	.304	.416	137	.328	-21
X at 10 Hz.....[kPa/l/s]	-.01	-.30	2150	-.11	-65
R at 15 Hz.....[kPa/l/s]	.291	.339	117	.292	-14
X at 15 Hz.....[kPa/l/s]	.008	-.23	-3042	-.09	-63
R at 20 Hz.....[kPa/l/s]	.277	.284	102	.264	-7.2
X at 20 Hz.....[kPa/l/s]	.029	-.17	-590	-.06	-62
R at 25 Hz.....[kPa/l/s]	.264	.248	94.0	.239	-3.6
X at 25 Hz.....[kPa/l/s]	.050	-.11	-219	-.04	-66
R at 35 Hz.....[kPa/l/s]	.237	.245	103	.227	-7.3
X at 35 Hz.....[kPa/l/s]	.093	.000	.986	.022	2278

Fig. 14 – Valorização do efeito broncodilatador em IOS em comparação com os dados da curva débito/volume



(ZRS Kpa/l/s em ordenadas) versus variações de **Volume** (abscissas). Este gráfico, que neste traçado é normal, permite analisar as variações da Impedância na inspiração e na expiração, ou seja quando o volume intrapulmonar aumenta ou diminui.

O aparecimento de um grande alargamento desta ansa correspondente aos ciclos inspiratórios e expiratórios, indica uma grande dependência ZRSNol., (Fig. 17) correspondendo a um diagnóstico funcional de "air trapping", cujas variações após prova de broncomotri-

cidade poderão ser extremamente interessantes, permitindo ilações para o diagnóstico e terapêutica da obstrução brônquica.

6. 8 – Gráfico – função ventilatória de um doente analisada apenas pela curva de débito-volume

Traçado (Fig. 16) revelando obstrução severa, sem no entanto permitir estabelecer a participação entre os componentes central e periférico dessa obstrução.

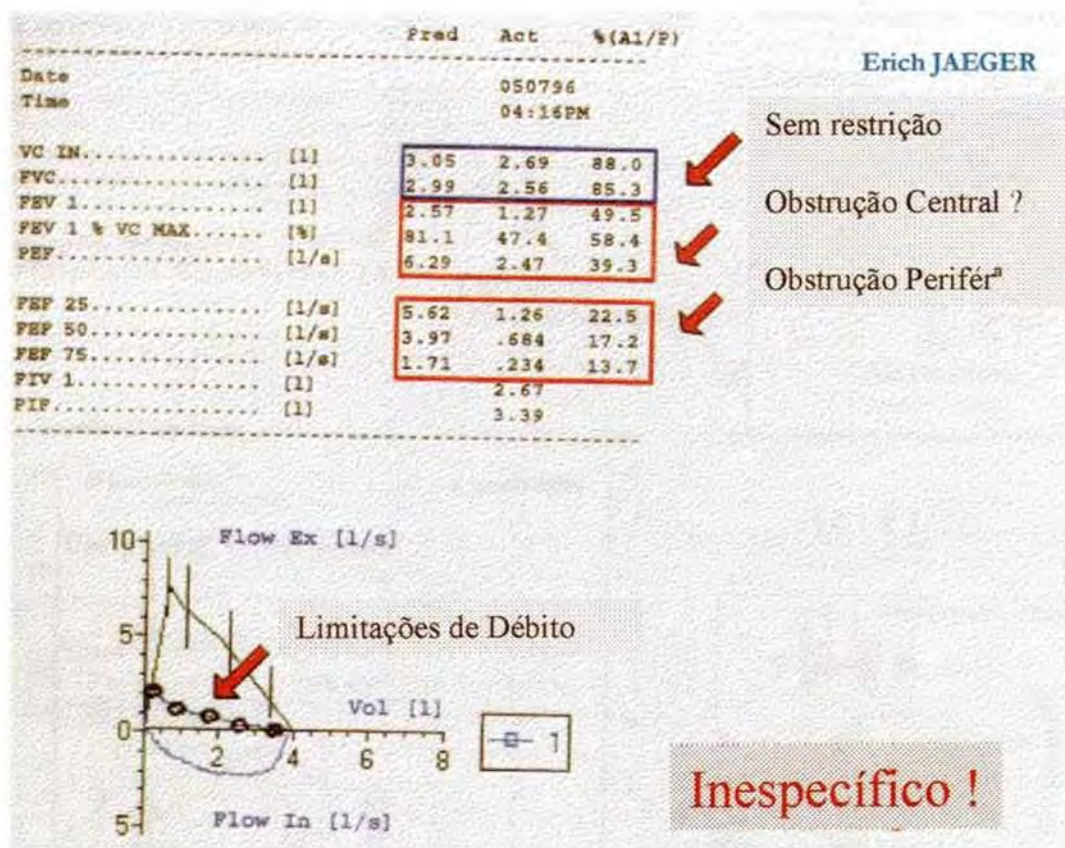


Fig. 16 – Função ventilatória de um doente, analisada apenas pela ansa de débito-volume

6. 9 – Gráfico – caso anterior, agora analisado pela técnica da IOS

Os diferentes parâmetros da IOS confirmam e especificam (Fig. 17) os resultados da curva de débito-volume, da Fig. 16. A obstrução periférica severa (R5, X5) é acompanhada de uma obstrução central (R20), e possível estenose extra-torácica (planalto na linha da impedância, assinalado pela seta, no quadrante inferior esquerdo). O gráfico da Zrs/Vol mostra uma acentuada dependência entre estes parâmetros, a favor da existência de "air trapping".

7 - PARÂMETROS DA I.O.S VERSUS CURVA DÉBITO/VOLUME E CORRELAÇÃO COM A CLÍNICA.

O projecto "Pneumobil", através do seu laborató-

rio móvel da função respiratória, com base num apetrechamento com técnica de **Oscilometria de Impulso**, permitiu um rastreio de uma parte significativa da população portuguesa, orientado para o despiste de eventuais alterações da função respiratória. Este rastreio, teve a nosso ver quatro factores, principais e determinantes:

a) Utilização de uma técnica de diagnóstico (IOS), que, com **colaboração mínima**, permite diagnosticar alterações precoces nas vias aéreas periféricas.

b) Rastreio com uma amostra de um numero elevado de indivíduos testados, impar a nível mundial, com esta técnica (**cerca de 14.000**)

c) Correlação estreita com a clínica que os inquiridos preliminares permitiram.

d) Competência dos técnicos cardiopneumografistas executantes dos testes.

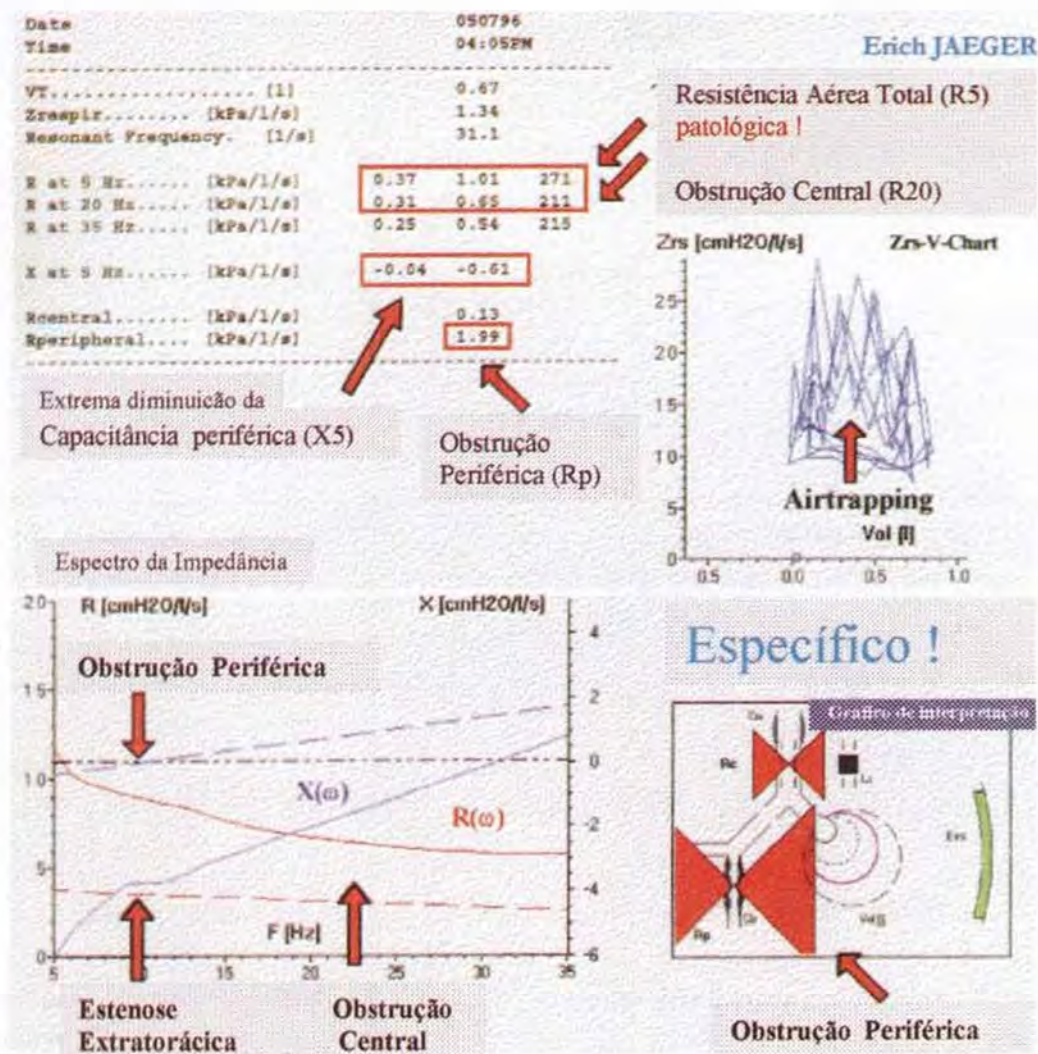


Fig. 17 – Mesmo caso que na Fig. 16, agora analisado pela técnica da IOS

Os resultados começam agora a ser interpretados no **Grupo de Trabalho do Projecto Pneumobil**, e deles se salientam os parâmetros da IOS, que se admite que sejam os mais representativos das alterações da função pulmonar, em estreita correlação com a clínica, e especialmente ao nível das vias aéreas mais periféricas, como área respiratória mais precocemente atingida.

Com uma amostra de 3520 casos, examinados no decorrer do primeiro ano do projecto, analisámos 48% de mulheres e 52% de homens. Do total, 20% eram

fumadores. A distribuição etária era a seguinte (Figs. 18 a 21), levando em conta o tabagismo, e o sexo.

De acordo com o inquérito de sintomas efectuado, adaptado do inquérito da *American Thoracic Society* (ATS), e cuja resposta precedia sempre a realização do teste, separámos os indivíduos testados com queixas respiratórias não ocasionais (**tosse com expectoração e pieira**).

Nos quadros correspondentes aos parâmetros clássicos espirométricos, como o VEMS e o DEM50 (Figs. 22 a 27), verifica-se uma quebra progressiva de

Homens Não Fumadores

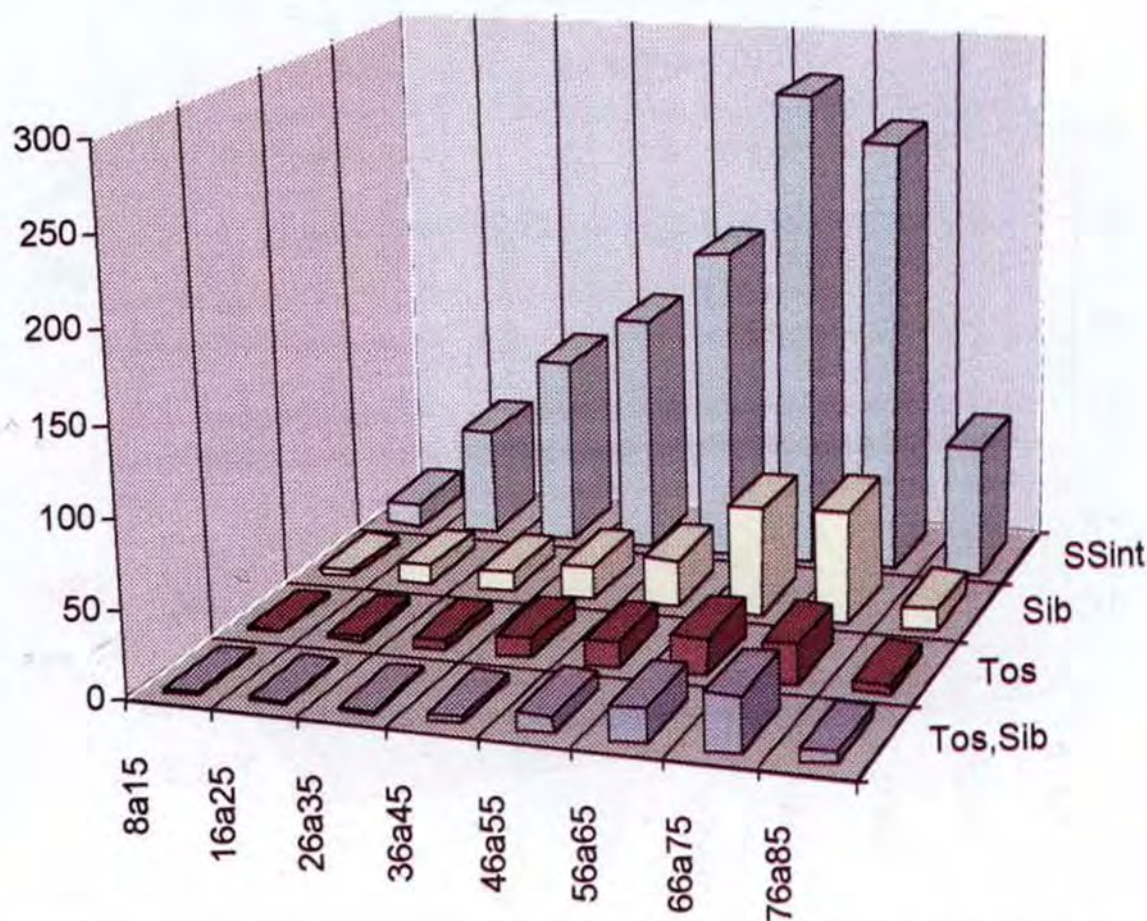


Fig. 18 – Distribuição etária e por história pregressa no projecto Pneumobil. Não fumadores do sexo masculino

Homens Fumadores

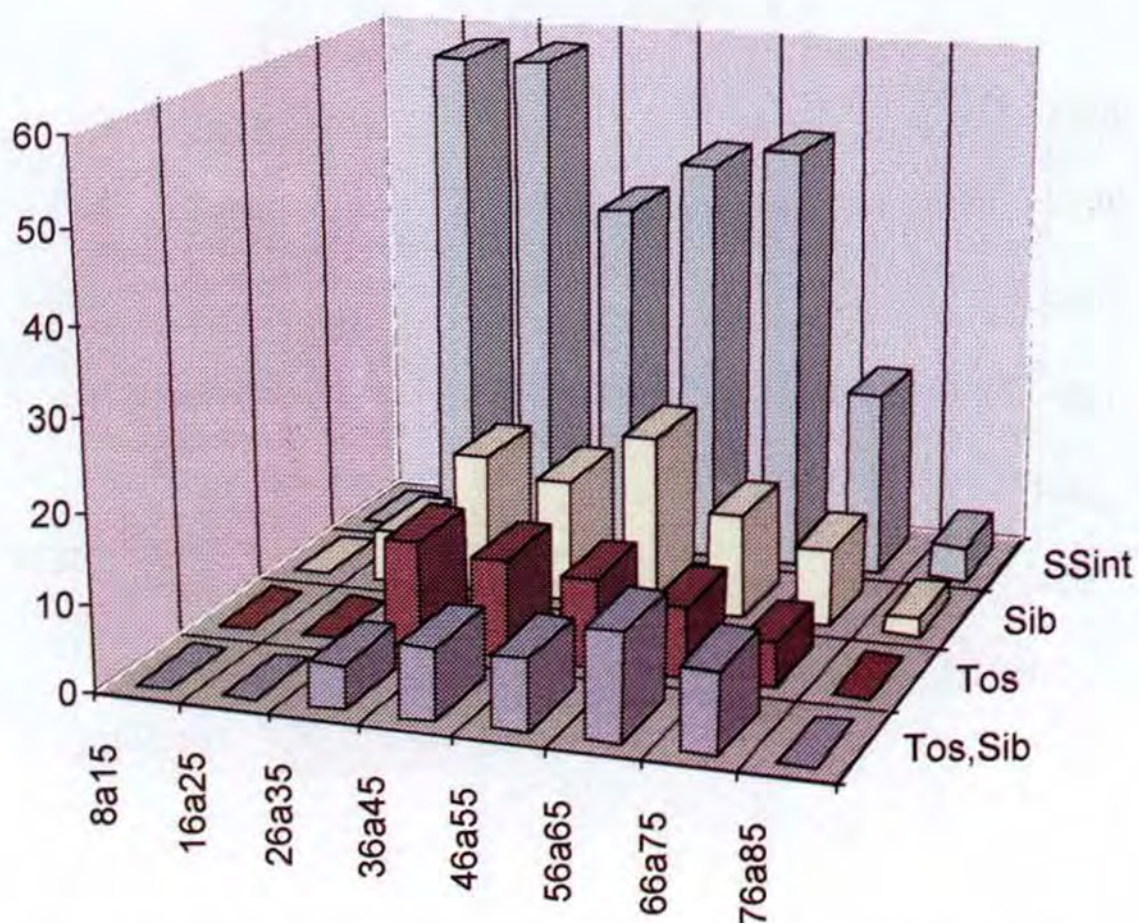


Fig. 19 – Distribuição etária e por história pregressa no projecto Pneumobil. Fumadores do sexo masculino

Mulheres Não Fumadoras

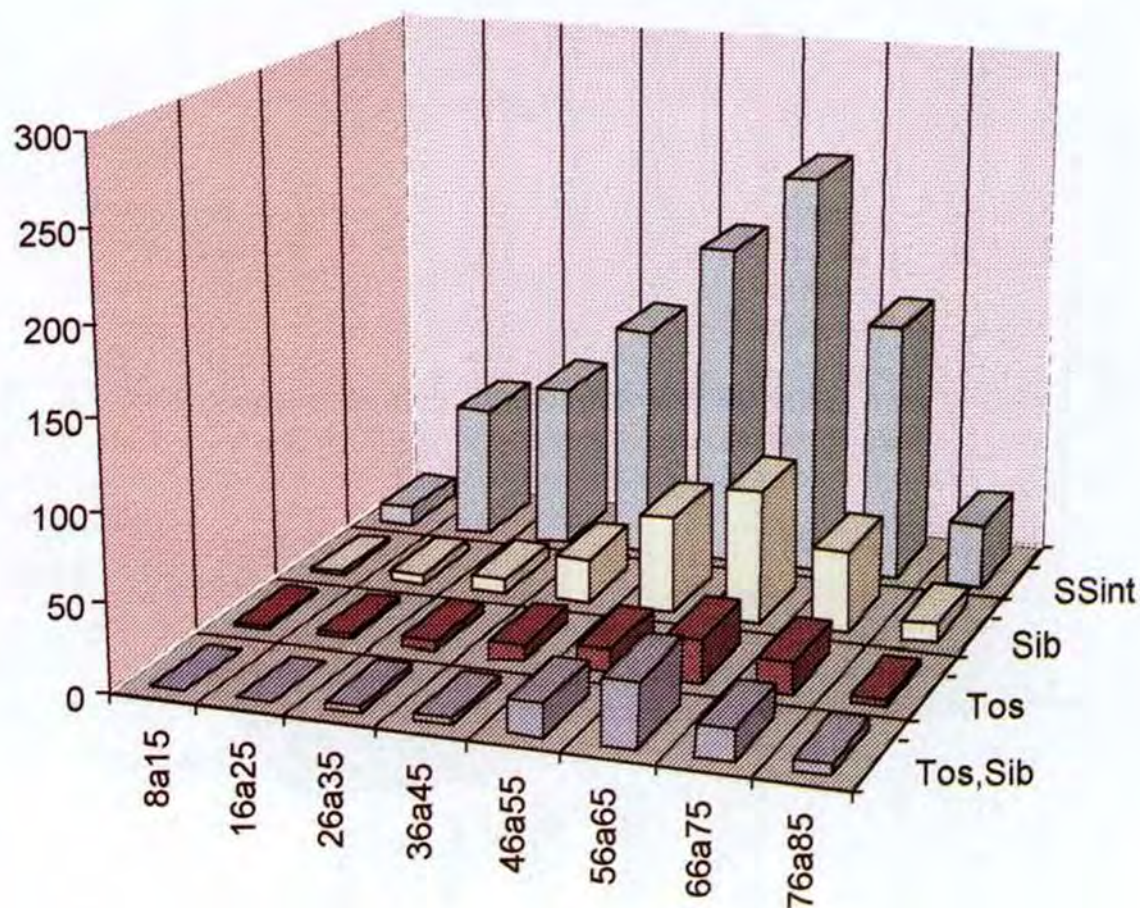


Fig. 20 – Distribuição etária e por história pregressa no projecto Pneumobil. Não fumadores do sexo feminino

Mulheres Fumadoras

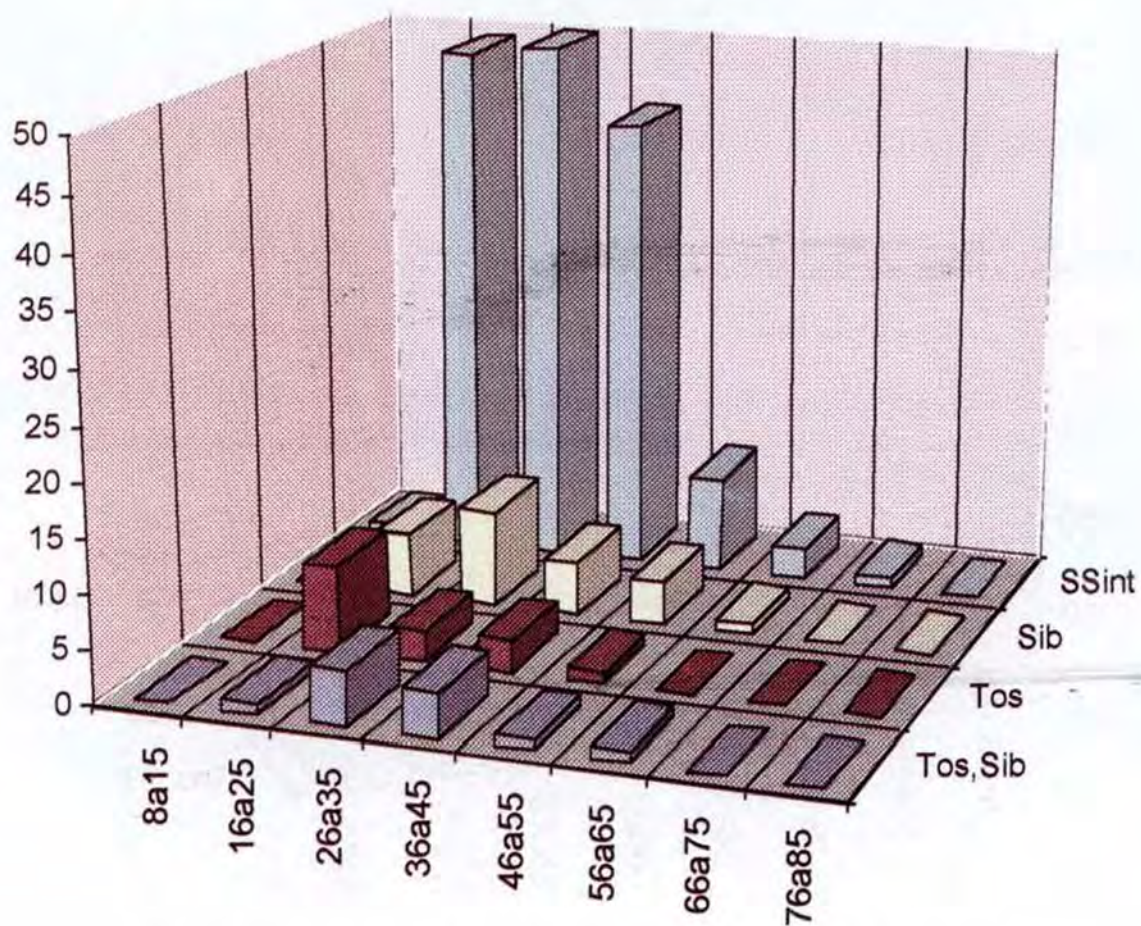


Fig. 21 – Distribuição etária e por história pregressa no projecto Pneumobil. Fumadoras

VEMS Homens não fumadores

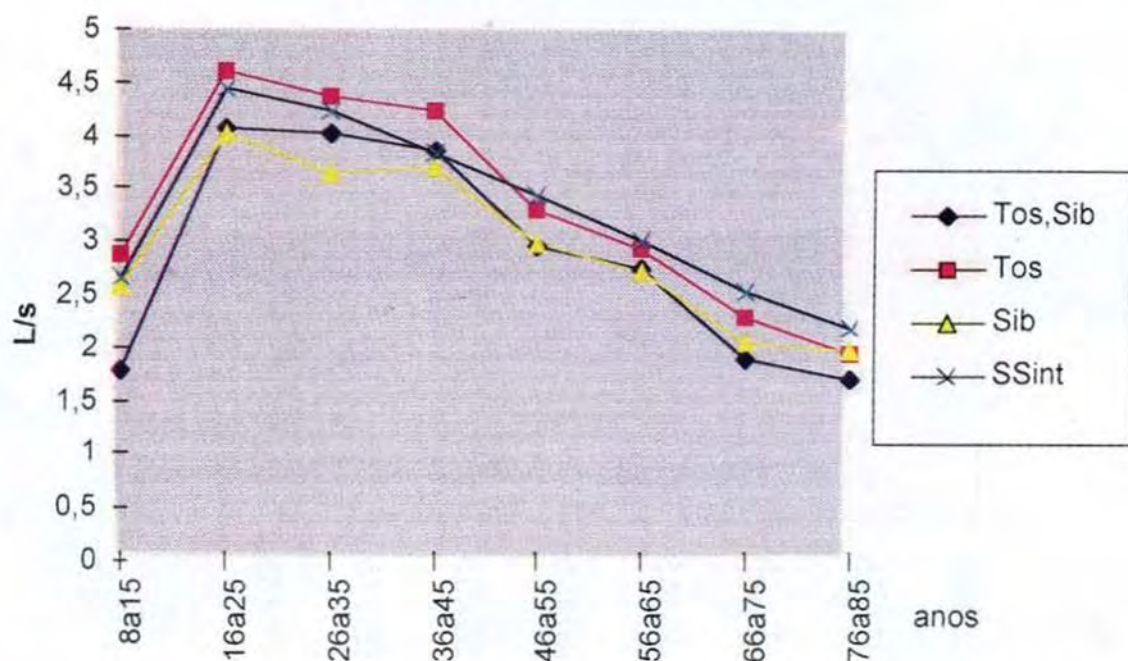


Fig. 22 – VEMS no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressa de sintomas. Não fumadores do sexo masculino

VEMS Homens fumadores

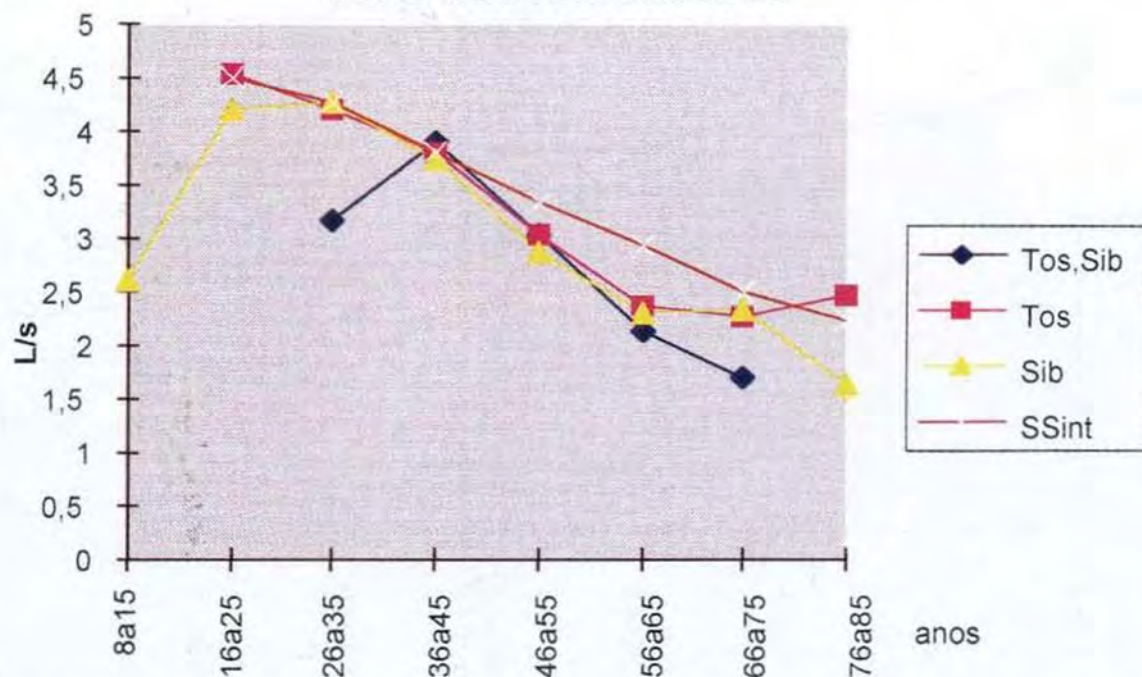


Fig. 23 – VEMS no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressa de sintomas. Fumadores do sexo masculino

VEMS Mulheres não fumadoras

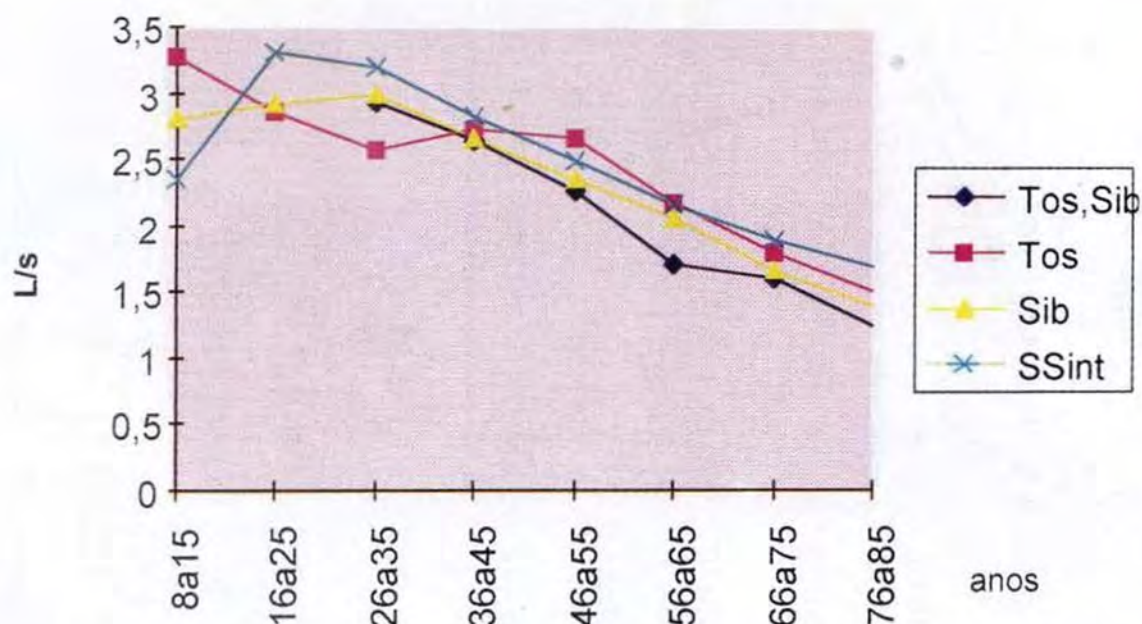


Fig. 24 – VEMS no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressiva de sintomas. Não fumadoras do sexo feminino

VEMS Mulheres Fumadoras

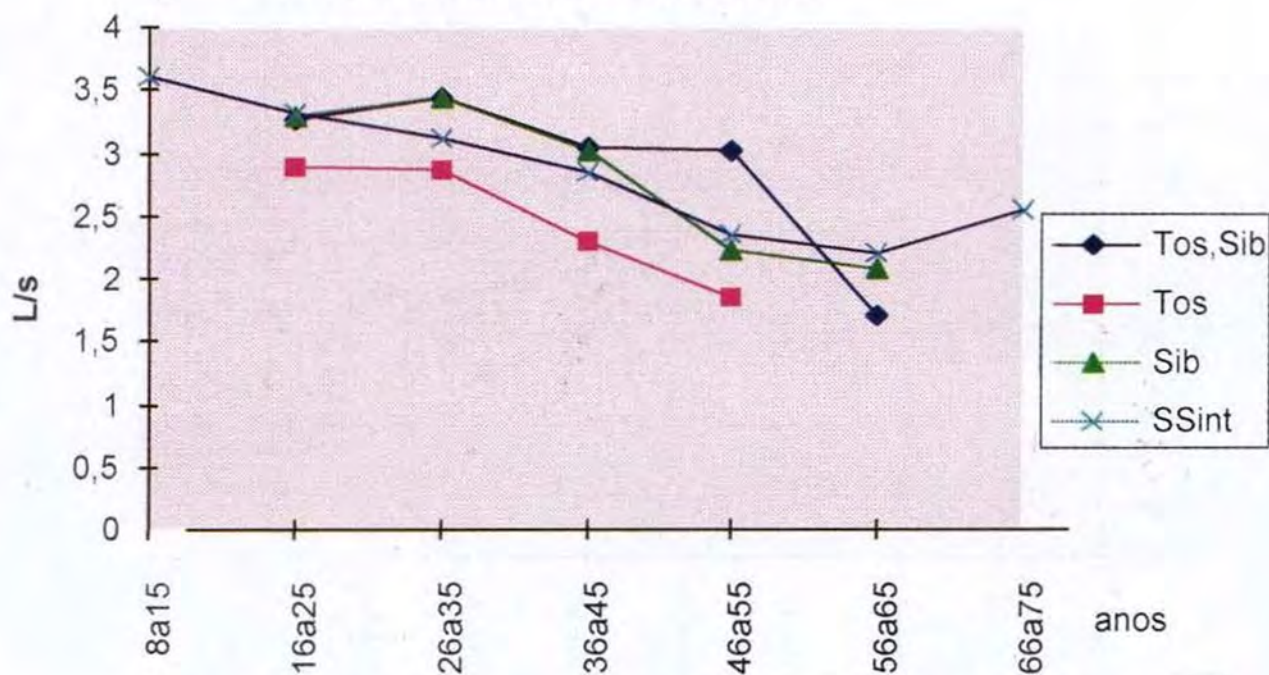


Fig. 25 – VEMS no Projecto Pneumobil de acordo com a idade e história progressiva de sintomas

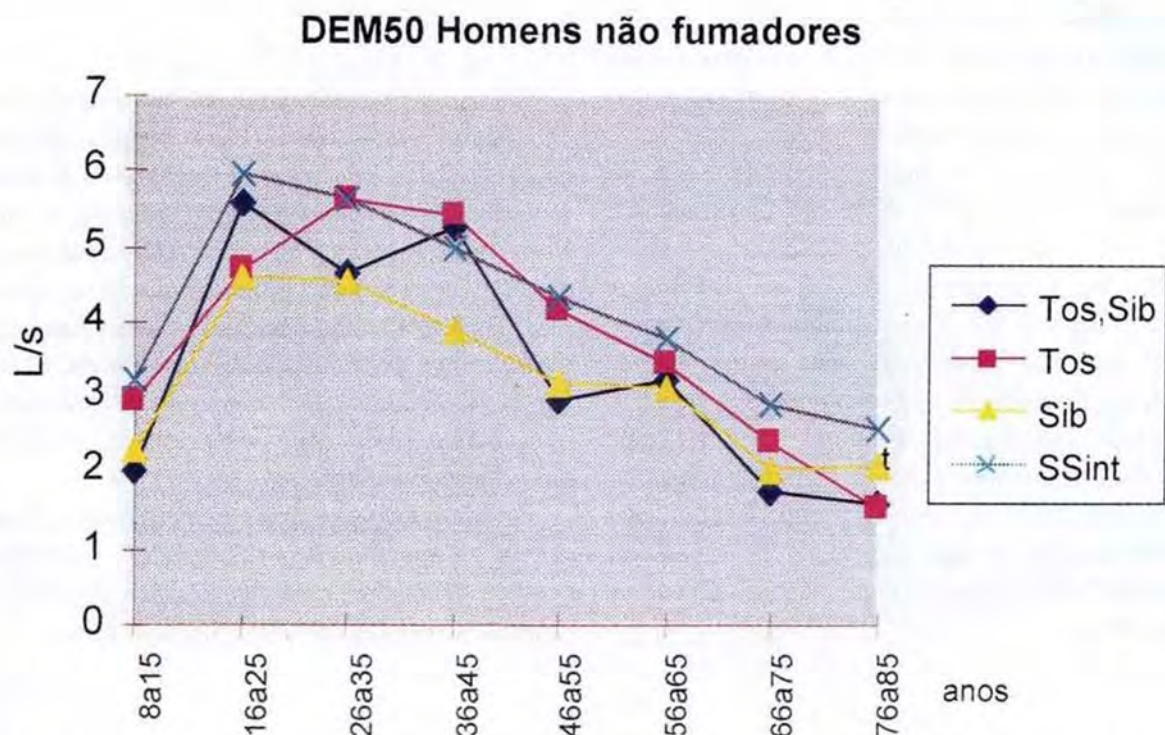


Fig. 26 – DEM₅₀ no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressiva de sintomas. Não fumadores do sexo masculino

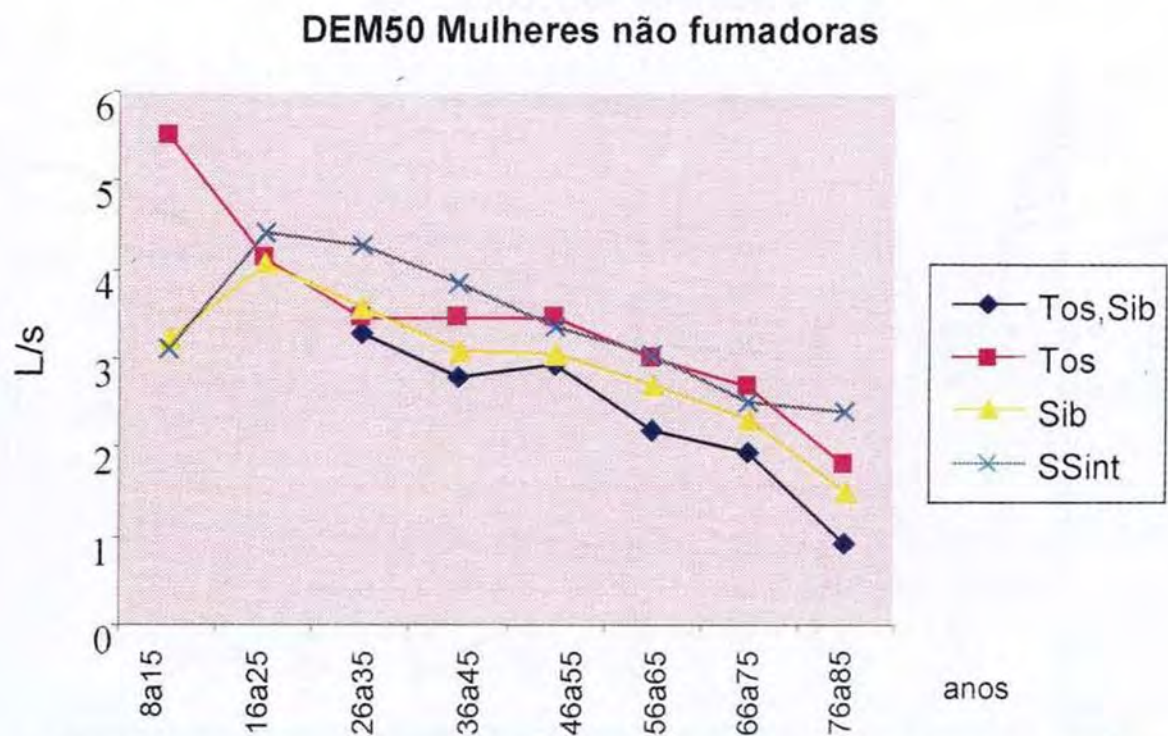


Fig. 27 – DEM₅₀ no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressiva de sintomas. Não fumadores do sexo feminino

valores com as faixas etárias. Apesar de não se poder distinguir, nesta curta análise, o peso dos valores antropométricos, esta tendência é evidente, e acentua-se com o consumo tabáquico.

Na apreciação dos dados da **oscilometria de impulso** (Figs. 28 a 35), os valores de normalidade são já mais independentes do estrato etário, e revelam-se bastante constantes em indivíduos saudáveis, e mesmo naqueles que referem sintomas persistentes. Nos fumadores, em especial naqueles que referem sintomas, as alterações da **reactância**, e da **resistência**, neste trabalho apenas referidas a 5 Hz, pelo interesse desta frequência para a análise das vias mais distais, encontram-se acentuadas, o que se reflecte nas diferenças entre médias e na maior dispersão dos resultados (desvios-padrão), que não representámos graficamente.

8 – COMENTÁRIOS

Parece extremamente interessante que, a par das técnicas existentes para o estudo da Função Pulmonar, surja uma nova possibilidade pela técnica de **Oscilometria de Impulso**, de avaliar o valor da resistência das vias aéreas, ao longo da árvore traqueo-brônquica, desde a zona central (vias aéreas de maior calibre), até à periferia (pequenas vias aéreas).

Esta possibilidade concretiza-se, mais especificamente, com a determinação da **Impedância**, (**Resistência + Reactância**) que, como resistência complexa que é, permite, deste modo, uma certa regionalização dos achados funcionais.

Por outro lado o componente periférico da **Reactância**, a **Capacitância periférica (X5)**, surge como o único parâmetro actualmente capaz de avaliar a resistência **real** das vias aéreas mais periféricas.

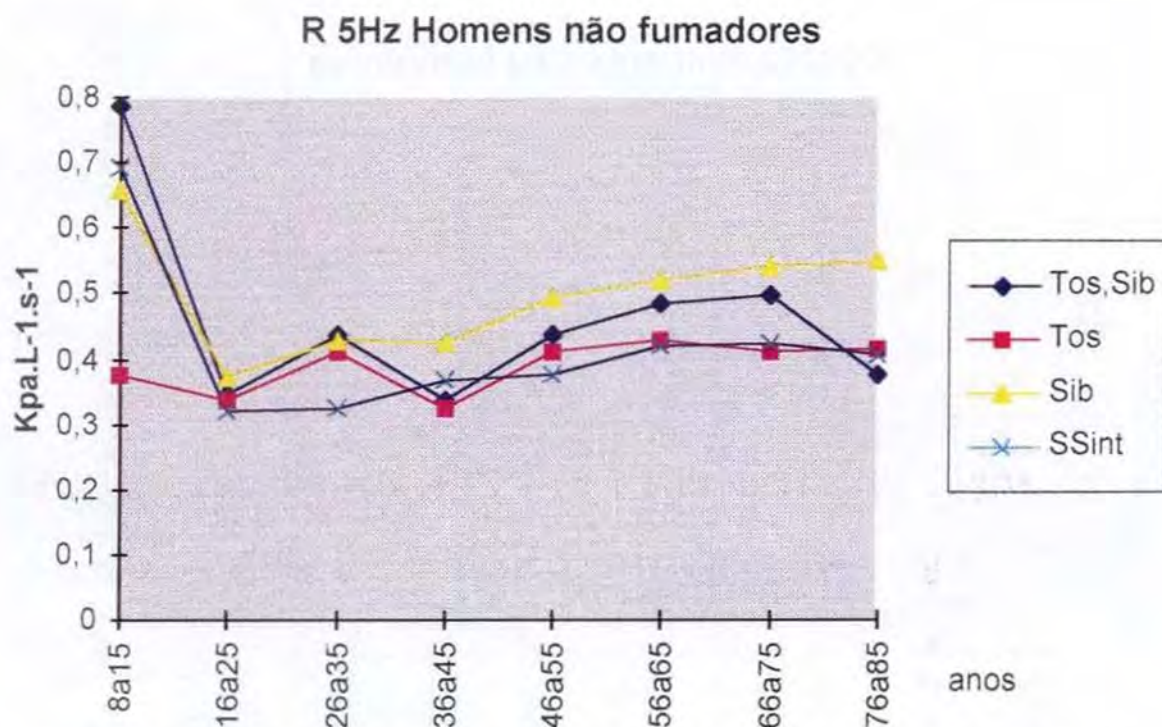


Fig. 28 – Resistência Aérea (5 Hz) no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressiva de sintomas. Não fumadores do sexo masculino

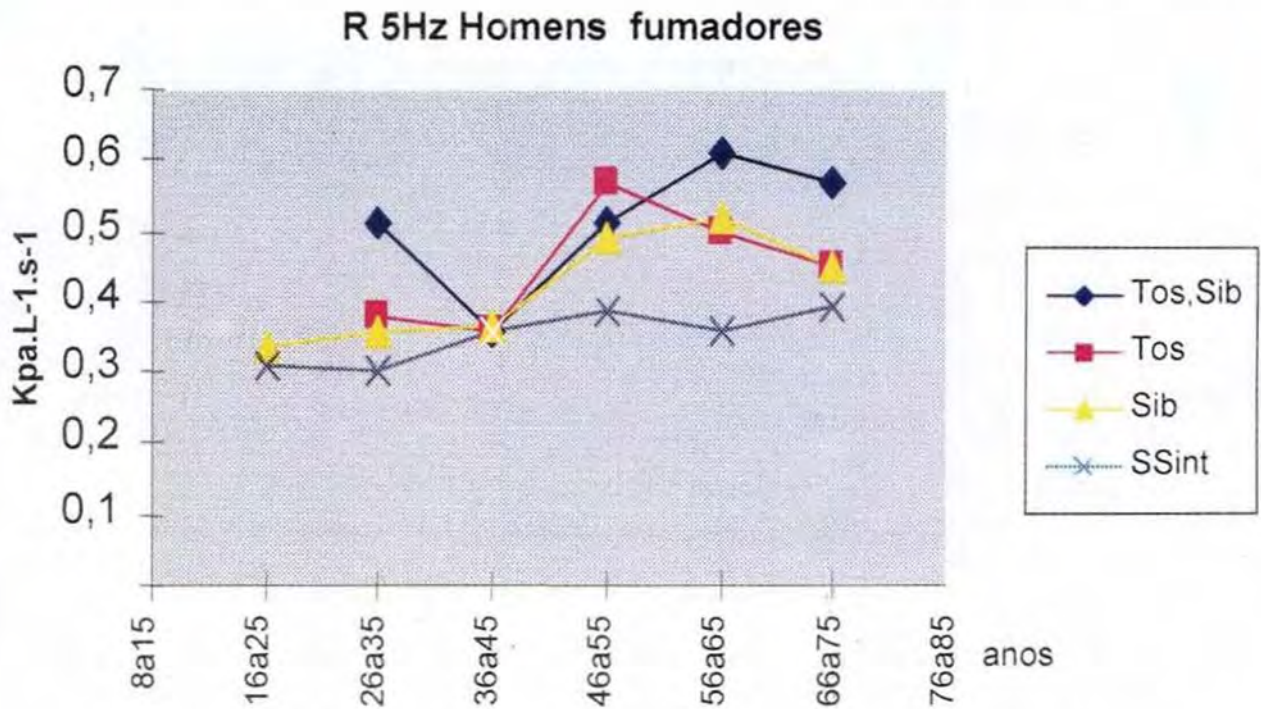


Fig. 29 – Resistência Aérea (5 Hz) no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressiva de sintomas. Fumadores do sexo masculino

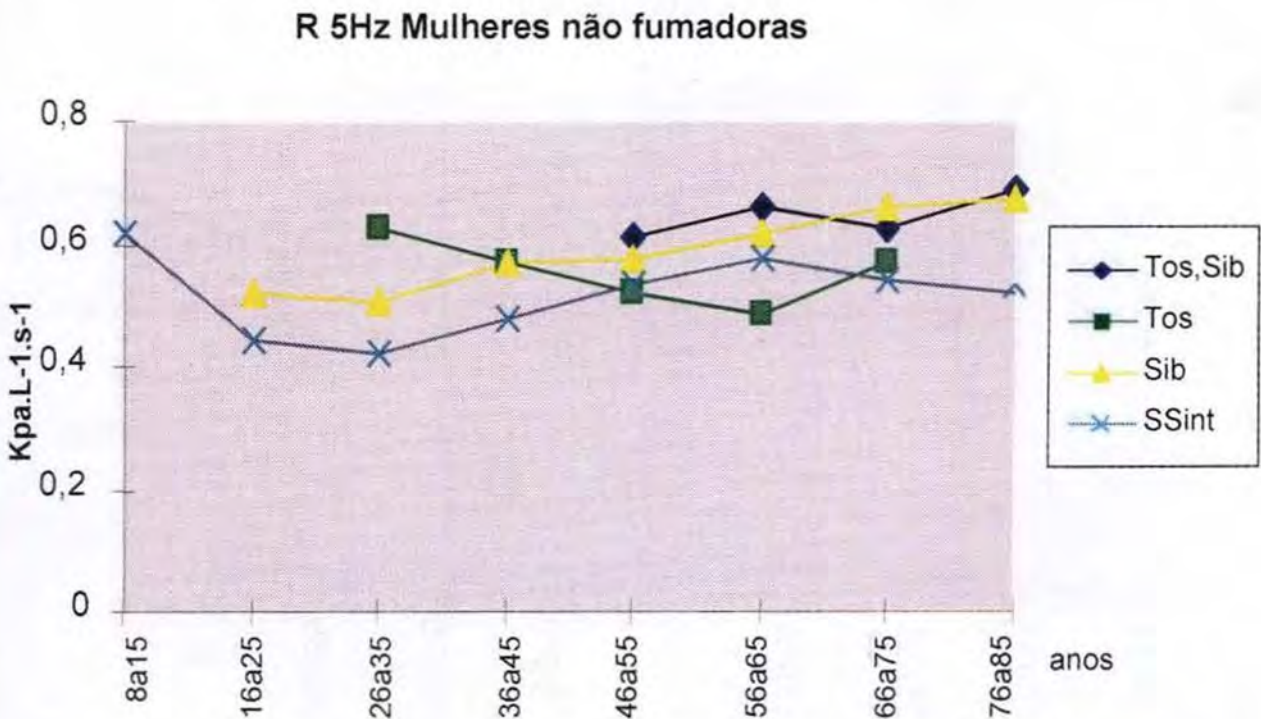


Fig. 30 – Resistência Aérea (5 Hz) no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressiva de sintomas. Não fumadoras do sexo feminino

R 5Hz Mulheres fumadoras

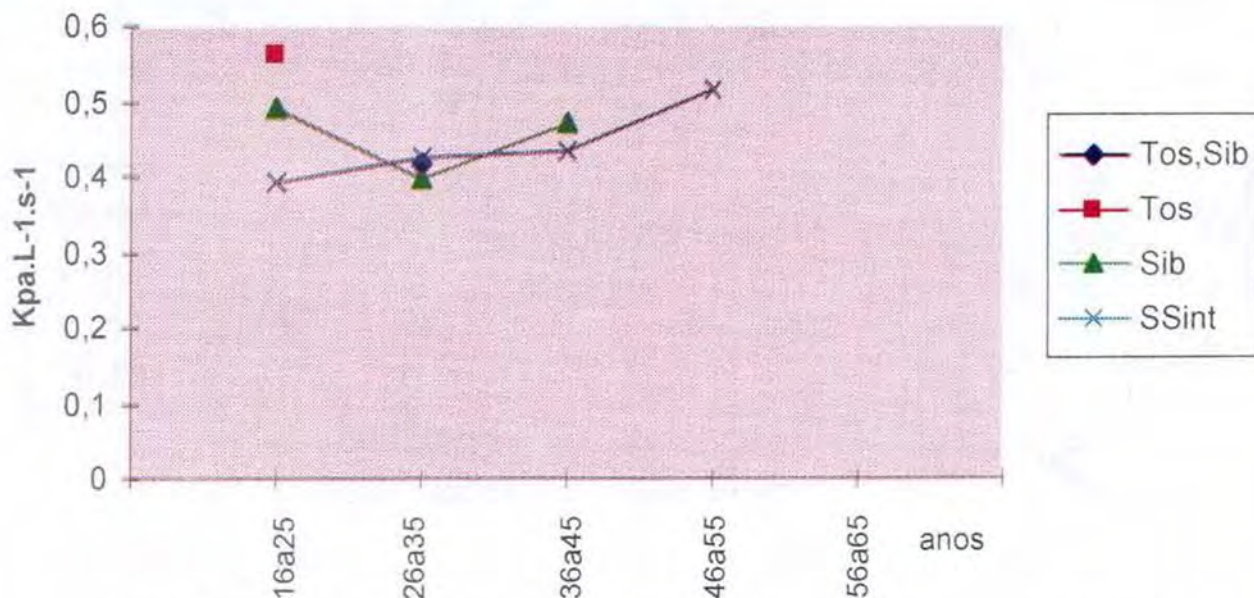


Fig. 31 – Resistência Aérea (5 Hz) no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressa de sintomas. Fumadoras (apenas grupos > 5 indivíduos)

X 5Hz Homens não fumadores

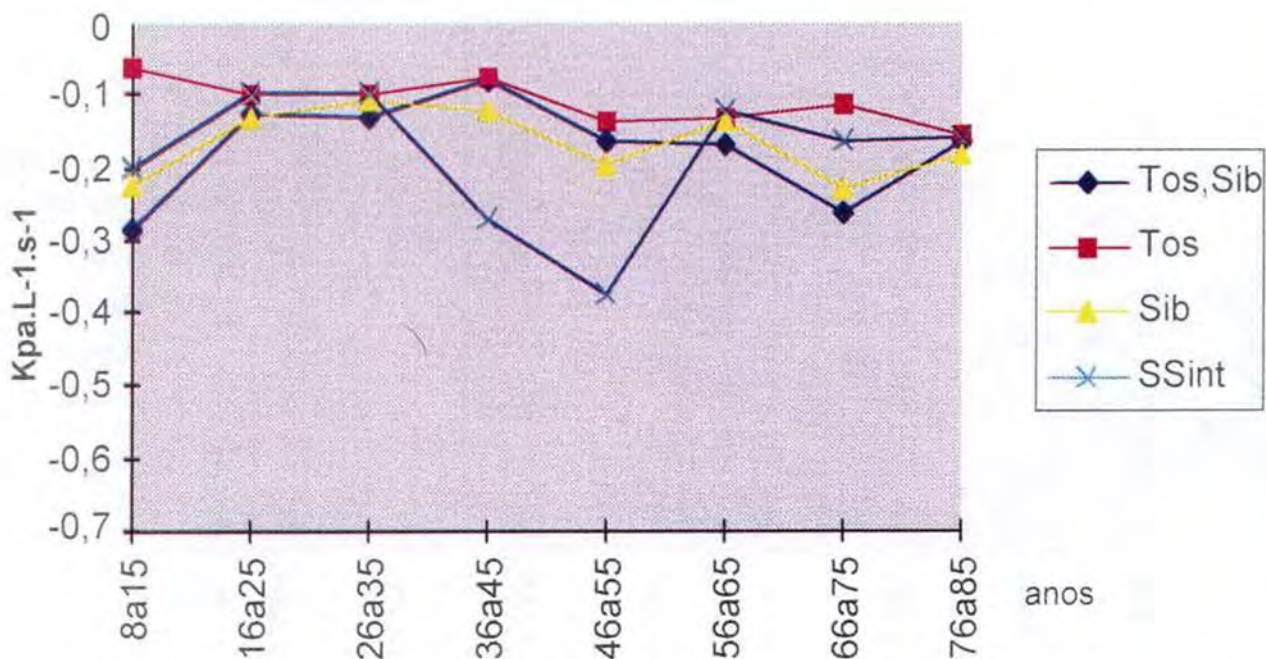


Fig. 32 – Reactância Aérea (5 Hz) no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressa de sintomas. Não fumadores do sexo masculino

X 5Hz Homens fumadores

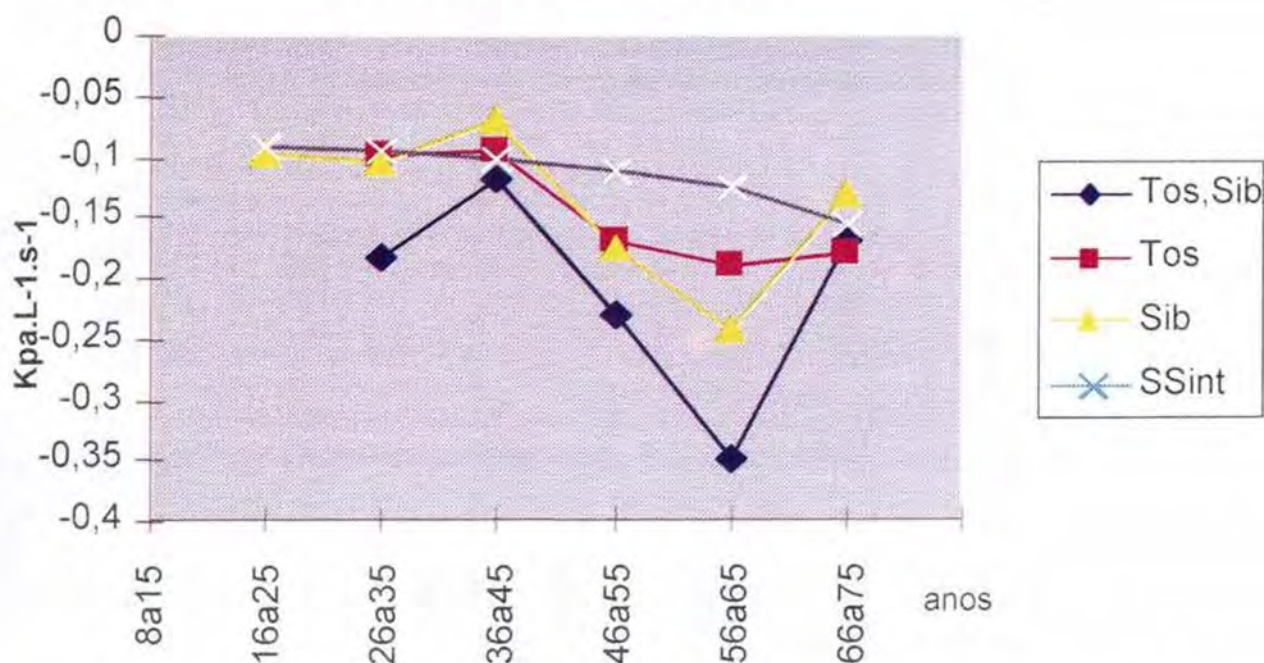


Fig. 33 – Reactância Aérea (5 Hz) no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressa de sintomas. Fumadores do sexo masculino

X 5Hz Mulheres não fumadoras

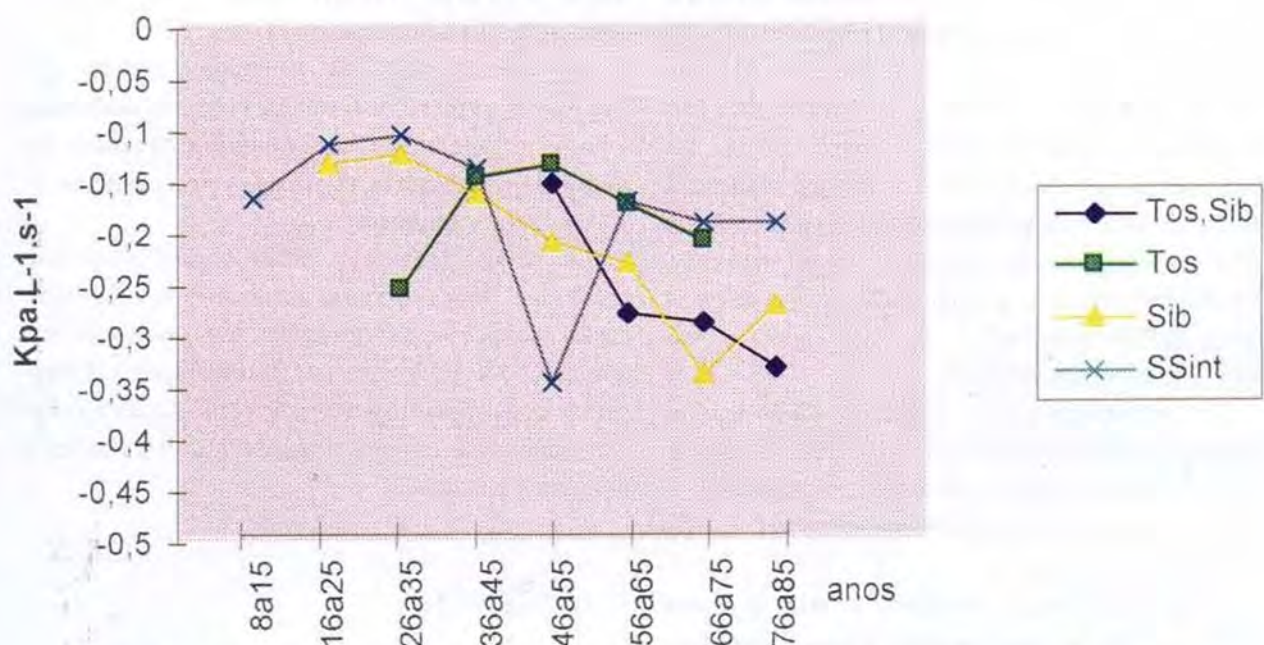


Fig. 34 – Reactância Aérea (5 Hz) no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história progressa de sintomas. Não fumadoras do sexo feminino

X 5Hz Mulheres fumadoras

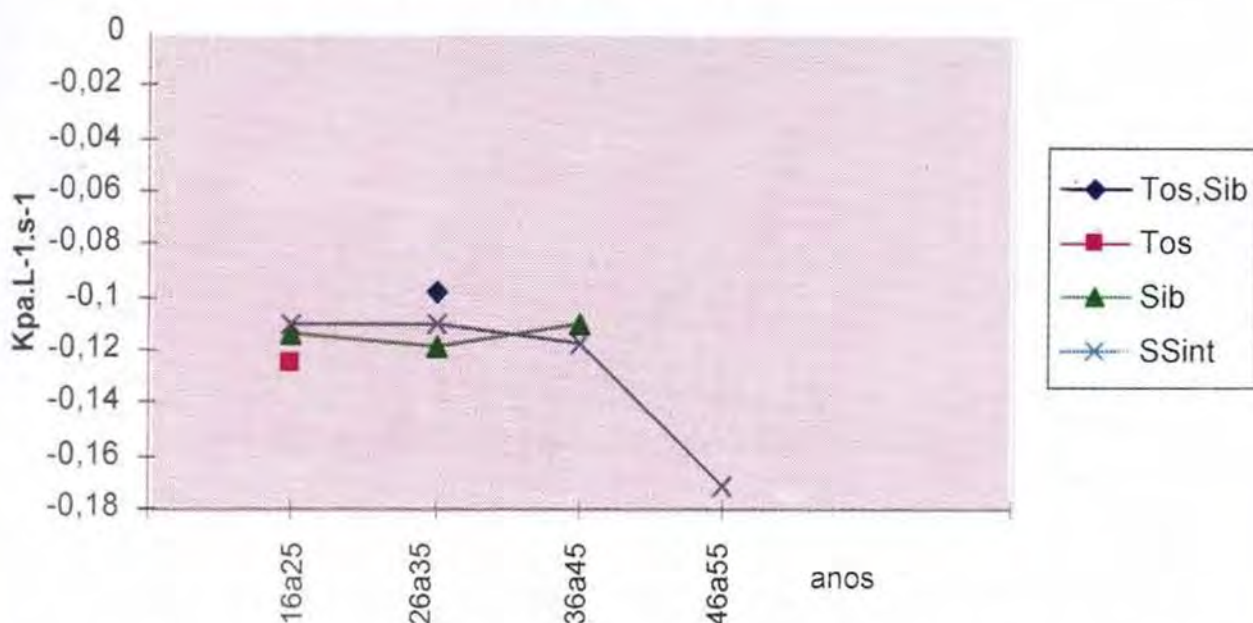


Fig. 35— Reactância Aérea (5 Hz) no Projecto Pneumobil, de acordo com idade e história pregressa de sintomas. Fumadoras (apenas grupos > 5 indivíduos)

Também a possibilidade, que a IOS nos faculta, de avaliar o grau de **dependência** da Resistência e da Impedância em relação aos Volumes e Débitos (dR/dV e dR/dv' e $dX5/dV$ e $dX5/dv'$), pode dar informações de interesse sobre o comportamento das vias aéreas, a diferentes níveis, no que respeita à passagem do ar na fase **inspiratória** e **expiratória** do ciclo respiratório, em condições semi-estáticas e dinâmicas, bem como a visualização gráfica da existência de "air trapping" e das suas variações nas provas de broncomotricidade

Esta **regionalização** e avaliação **dinâmica** da resistência à passagem do ar nas vias aéreas, mesmo as mais periféricas, parece, em estreita ligação com a clínica, ser um atributo suficientemente estimulante da Oscilometria de Impulso.

A análise limitada de casos, tendo em conta o total (3500 de 14000 no total), aqui esboçada dos dados do **Projecto Pneumobil**, permitiu ensaiar o protocolo de avaliação funcional na prática, ilustrando a comple-

mentaridade destes dados, relativamente aos exames espirométricos convencionais.

Os valores da IOS são menos dependentes das variáveis antropométricas (altura, peso), da idade e do sexo, e reflectem mais **as anomalias precoces da patologia respiratória**, nomeadamente à **periferia** da árvore broncopulmonar.

De realçar todavia a nítida variabilidade dos resultados, talvez própria da maior sensibilidade destes parâmetros, e as limitações desta análise inicial, que não pôde ainda levar em consideração a dependência dos parâmetros analisados em relação a volumes e débitos, bem como a análise de dados obtidos a diferentes frequências.

9 – CONCLUSÕES

1 – A Oscilometria de Impulso é uma nova técnica de diagnóstico das alterações da Função Respiratória,

complexa nas suas bases teóricas, mas de simples e rápida execução, exigindo colaboração mínima e podendo ser usada num largo leque de doentes.

2 – Parece indiscutível que a **Oscilometria de Impulso** disponibiliza, assim, com o mínimo de colaboração e de invasão do doente, um grande número de parâmetros, alguns até à data **indisponíveis** na avaliação da função respiratória, permitindo uma **regionalização** da obstrução das vias aéreas e um aprofundamento **impar** da sua avaliação nas zonas mais periféricas (Capacitância periférica X5).

3 – A IOS reflecte uma avaliação das vias aéreas numa situação fisiológica (ventilação em repouso), portanto sem as eventuais incorrecções, provenientes de manobras forçadas (colapso das vias aéreas), com especial relevância nas provas de broncomotricidade.

4 – O estudo da dependência da Resistência e da Impedância em relação aos Volumes e aos Débitos nas fases **inspiratória** e **expiratória**, permitem uma informação dinâmica suplementar, avaliando a existência de "air trapping" e suas variações em relação à broncomotricidade.

5 – Foi encontrada **correlação** entre os parâmetros obtidos pela IOS e pelas outras técnicas de diagnóstico

da função respiratória, embora sem sobreposição dos valores dos referidos parâmetros.

6 – Admite-se a necessidade de aperfeiçoamentos técnicos no método da Oscilometria de Impulso, bem como de uma maior prática e esforço na interpretação dos resultados, **em estreita ligação com a clínica**.

7 – O estudo prospectivo realizado, incluído no Projecto Pneumobil, evidencia a importância dos parâmetros **R5** e **X5** em relação aos parâmetros espirométricos clássicos (VEMS e Débitos expiratórios) no que respeita à detecção de alterações precoces das vias aéreas periféricas.

AGRADECIMENTOS:

- Boehringer Ingelheim, Lda - Portugal
- Sr. Carlos Capela (Boehringer- Ingelheim - Portugal)
- Técnicas de Cardiopneumologia
(D. Alexandra Guardado e D. Helena Poderosa)
- Erich Jaeger GmbH - Wurzburg

O actual trabalho decorreu do interesse suscitado na Comissão de Trabalho do Projecto Pneumobil, nomeada pela Comissão de Fisiopatologia Respiratória da Sociedade Portuguesa de Pneumologia, pelo estudo da técnica de Oscilometria de Impulso, cuja divulgação em Portugal se deve a este Projecto.

BIBLIOGRAFIA

1. VOGEL J, U SMITH. Impulse Oscillometry-pmi Verlags GmbH, Frankfurt am Main 1994.
2. VOGEL J, NOLTE D, SMITH HJ. Workshop Impuls Oszilometrie - Duster-Verlag-Feistle-Munchen Deisenhofen 1995.
3. JAEGER. Special Edition IOS 1991.
4. FARRÉ R, ROTGER M. Filtering the noises due to breathing in respiratory impedance measurements. Eur Resp Rev 1, Rev 3, 196-201: 1991.
5. MARCHAL F, LOOS N. Respiratory Oscillation Mechanics in Infants and Preschool Children Eur Resp Mon, 5, 58-87: 1997.
6. MICHELS A et al. Influence of head position on the Impedance of the respiratory system Eur Resp Rev-1, Rev 3, 229-231: 1991.